

**Röntgenkinematographische Untersuchungen
von Strömungsverhältnissen
an
Künstlichen Herzklappen
und in der
Aorta bzw. der Arteria pulmonalis von Hunden**

Stephan Seidel

1978



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41553810_0039

Aus der Klinik für Herz- und Kreislauferkrankungen
im Kindesalter

Deutsches Herzzentrum München

Direktor: Prof. Dr. K. Bühlmeyer

Röntgenkinematographische Untersuchungen
von Strömungsverhältnissen
an

Künstlichen Herzklappen

und in der

Aorta bzw. der Arteria pulmonalis von Hunden

Inaugurale Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilian-Universität
zu München

vorgelegt von
Stephan Seidel

aus München

1977

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der
Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. K. Bühlmeyer
Mitberichterstatter: Prof. Dr. K. Betke
Dekan: Prof. Dr. W. Spann
Tag der mündlichen Prüfung: 20.7.1978



Meinen besonderen Dank für die gewährte Unterstützung
möchte ich

Herrn Prof. Dr. K. Bühlmeyer

Herrn Prof. Dr. H. Meisner

Herrn Dr. Bastanier und

Herrn Dr. vet. med. K. Gebhard

sowie den Assistentinnen und den Schwestern des Herzkatheterlabors für Kinderkardiologie des Deutschen Herzzentrums München aussprechen.

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
Inhaltsverzeichnis	I-II
Einleitung	1
Methode	6
Theoretische Betrachtungen	13
Ergebnisse	18
I. Strömungserscheinungen an künstlichen Herklappen	18
1. Starr-Edwards-Klappe 2400 (A11) für Aortenklappenersatz	18
2. Björk-Shiley-Aortenklappenprothese	21
3. Lillehei-Kaster-Klappe	25
II. Strömungsflußgeschwindigkeit an künstlichen Herzklappen bei Bildgeschwindigkeiten von 150 Bildern/sec. und 400 Bildern/sec.	28
III. Strömungsbeschleunigung an künstlichen Herzklappen bei Bildgeschwindigkeiten von 150 Bildern/sec.	30
IV. Haemodynamik in der Hundeaorta	32
V. Haemodynamik in der A. pulmonalis des Hundes	35
Diskussion	38
1. Strömungsprofile an künstlichen Herzklappen	38
2. Strömungsgeschwindigkeiten und Strömungsbeschleunigung an 3 künstlichen Herzklappen	42
3. Strömungsprofil in den großen Gefäßen des Hundes	44

	Seite
4. Vergleichende Haemodynamik	46
5. Vergleich von Filmgeschwindigkeiten von 150 und 400 Bildern/sec.	47
6. Anwendungsmöglichkeiten der Kontrast- kugelmethode	51
Zusammenfassung	54
Literaturverzeichnis	59
Lebenslauf	63

EINLEITUNG

Mit der Entwicklung der Röntgenkinematographie stieg das Interesse an den verschiedenen Bewegungsabläufen der Kreislauforgane im menschlichen Körper. Durch die Anwendung von high-speed-Cinematographie wurde es möglich, ultraschnelle Aktionen, die in Bruchteilen von Sekunden ablaufen, zu dehnen und dem Auge mittels Zeitlupentechnik sichtbar zu machen. Reges Interesse haben dabei die Abläufe von Herzaktionen und im speziellen die Strömungsverhältnisse im postvalvulären Bereich der großen Gefäße, also der Aorta und der A. pulmonalis entfacht. Um diese Strömungszustände sichtbar werden zu lassen, war es unumgänglich, da Blut absolut strahlendurchlässig ist, röntgenstrahlendichtes Material in die Blutbahnen zu verbringen. Als Möglichkeiten boten sich zwei Techniken an. Die Darstellung der Blutbahnen durch wasserlösliches Kontrastmittel und die Applikation von kontrastvermittelnden Partikeln. Für die Wiedergabe von Strömungsverhältnissen in den Blutbahnen erwies sich die Anwendung letzterer Methode ersterer überlegen.

Wasserlösliche Kontrastmittel verteilen sich sofort nach Einspritzen in die Blutbahn durch Diffusion homogen mit dem Blut, so daß nur die Kontur des jeweiligen Blutgefäßes zur Abbildung kommt. Durch die Mischung mit Blut bzw. der jeweiligen Flüssigkeit entstehen Verwischungen und Unregelmäßigkeiten an der Kontrastmittelfront, so daß man selbst in dem Bereich, an

dem man eine Aussage über die Strömungsdynamik treffen könnte, keine genauen Details erwarten kann. Außerdem hat man bei optimalen Bedingungen mit einer Kontrastmitteleinspritzung nur eine kurzzeitige Kontrastfront, die man zur Beurteilung heranziehen kann.

Kontrastpartikel dagegen kann man gezielt und abgezählt injizieren. Sie haben den Vorteil, daß man sie bei Auswertung von Hochgeschwindigkeitsfilmen Bild für Bild einzeln beobachten, sie genau lokalisieren, ihre Geschwindigkeit, ihre Beschleunigung ermitteln kann. Bei an die umgebende Flüssigkeit angeglichenen Dichte und Oberflächenbeschaffenheit ist die Gewähr gegeben, daß sie genau die Blutströmung verkörpern und so ein Bild über die gegebenen Strömungsverhältnisse abgeben.

Verschiedene Forscher haben unterschiedliche Kontrastpartikelmethoden angewandt. Als strahendichtes Material wurden hauptsächlich jodierte Öle (Franck 5, Timm 22, Potter 18, Lynch 8) appliziert. In Modellversuchen, mit starren transparenten Röhren und pulsiertem flow, an künstlichen Herzklappen die ohne radiologische Apparatur, sondern nur mit herkömmlichen Filmkameras aufgenommen wurden, verwendete man feste Bestandteile wie Metallstaub von Gold (Björk 1), Aluminium (Davey 3) und Bronze (Padula 17), sowie fein zermahlene Fischschuppen (Duff 4) und Silbernitratropfen (Wesolowski 24).

Der Nachteil dieser Partikel war, daß die Öle erstens

Mikroembolien bei Versuchstieren hervorriefen und zum Tode derselben führten, somit als Methode beim Menschen nicht anwendbar waren, zweitens, um eine Kontrastgebung auf dem Röntgenbild zu erreichen, zum Teil mit erheblichen operativen Eingriffen zur Freilegung der darzustellenden Blutgefäße verbunden waren. (Mc Donald 9, Timm 22)

Zwei Methoden jedoch versprechen eine Verbesserung hinsichtlich der intrakorporalen Anwendung. Erstens die von Stauffer (20) applizierte intravaskuläre Anwendung von Kohlendioxydgasblasen als Negativkontrast, die auch bereits von Menschen ohne Komplikationen mit Erfolg toleriert wurde, zweitens die von Mygind (12) entwickelte, von Vaitl (23) modifizierte Gelkontrastkugelmethode, die ebenfalls bereits am Menschen ohne nachteilige Effekte und Spätschäden erprobt wurde (Mygind 13). In letzterem Verfahren werden die vorteilhaften Eigenschaften der verwendeten Gelatinepartikel genutzt. Erstens liegen sie bei Zimmertemperatur in der ihnen verliehenen Struktur vor, zweitens haben sie die Eigenschaft, sich bei 37°C in wenigen Sekunden, etwa 3 ± 2 Sekunden, von Größe zu Größe verschieden, aufzulösen, drittens sind sowohl die Gelatine, sie wurde früher als Plasmaexpander in der Schocktherapie angewendet, als auch das Kontrastmittel Hypaque-M, 90%, zu 100% nierengängig und viertens hat die Gelatine nur sehr geringgradige antigene Effekte. Alle diese Vorzüge machen die Kontrastkugeln bei steriler Herstellung auch im menschlichen Körper verwendungsfähig.

In der vorliegenden Arbeit wurde diese Methode zur Dar-

stellung von Strömungsverhältnissen bei Durchfluß von künstlichen Herzklappen im Modellversuch herangezogen. Hierbei wurden die getesteten Herzklappen vor eine Rinder-aorta geschaltet, um so physiologischere Verhältnisse in Bezug auf die Windkesselfunktion zu schaffen.

Bisher wurden diesem wichtigen Parameter, man testete die künstlichen Klappen nur in starren Röhren, kaum Bedeutung beigemessen.

Um nicht nur eine Aussage in Beziehung des Strömungsablaufes und der Abbildungsqualität am Modell zu haben, sondern auch den Aussagewert der erzielten Resultate durch physiologischere Gegebenheiten zu stützen, wurden 2 Hunde unter Anaesthesie katheterisiert und mittels Gelkontrastkügelchenapplikation in den Kreislauf röntgenkinematographisch untersucht.

Besondere Aufmerksamkeit wurde bei diesen Untersuchungen erstens den Strömungsverhältnissen an künstlichen Herzklappen hinsichtlich der Laminarität, der Entstehung und der Dämpfung von Turbulenz bzw. ungeordneter Strömung geschenkt.

Zweitens wurde an den künstlichen Herzklappen die Strömungsflußgeschwindigkeit bei Bildgeschwindigkeiten von 150 Bildern/sec. und bei 400 Bildern/sec. gemessen, um einen Vergleich zu physiologischen Flußgeschwindigkeiten bei intakten Aortenklappen zu haben.

Drittens wurde die frühsystolische und die spätsystolische Strömungsbeschleunigung bei Bildgeschwindigkeiten von

150 Bildern pro Sekunde aus den gemessenen Werten errechnet. Viertens und fünftens wurden im Vergleich zu den Strömungsverhältnissen an den künstlichen Herzklappen und um die Anwendungsmöglichkeit hinsichtlich Kontrastschärfe und Wiedergabegenauigkeit der Strömungsphänomene in vivo zu testen, zwei Hundeversuche durchgeführt, wobei Gelkügelchen in die Aorta bzw. in die Arteria pulmonalis eingespritzt wurden.

Diese Strömungsvorgänge wurden sowohl mit einer herkömmlichen 35mm-Filmkamera, mit einer Bildgeschwindigkeitskapazität von 150 Bildern pro Sekunde, als auch mit einer Highspeedkamera, deren Filmaufgeschwindigkeit es erlaubt 400 Bilder pro Sekunde abzulichten, also eine Ultrazeitlupe zu erreichen, festgehalten.

Es stellte sich die Frage, ob solch hohe Geschwindigkeiten, d.h. Bildgeschwindigkeiten, die über 250 Bilder pro Sekunde hinausgehen, eine Beurteilungsverbesserung und einen genaueren Aussagewert über Strömungsbedingungen liefern oder ob unter diesen hohen Bildgeschwindigkeiten die Abbildungsgenauigkeit und das Auflösungsvermögen auf Grund von Bildverzerrung und Konturenunschärfe leiden.

Diese Untersuchungen wurden hinsichtlich einer eventuellen Anwendung des Partikelkontrastmittels und seiner Verwendbarkeit beim Menschen durchgeführt.

METHODE

Die zur Darstellung der Strömungsverhältnisse benötigten Kontrastkügelchen werden in folgender Weise hergestellt:

In einen 500 ccm fassenden Zylinder wird leichtes Mineralöl gegeben, dieser in ein größeres Gefäß gestellt und mit Eis umgeben, um eine Abkühlung des Öls auf eine Temperatur von etwa 0°C zu erreichen. Mit einer Einmal-Injektionsspritze, versehen mit einer Nadel vom Kaliber 14 wird dann eine auf 50°C erhitzte 10%ige Gelatinelösung (Merck-Gel für wissenschaftliche Zwecke) in das erkaltete Öl eingespritzt. Aufgrund des Temperaturunterschiedes der beiden Flüssigkeiten, der Temperaturgradient beträgt 50°C, und der Tatsache, daß beide Flüssigkeiten nicht miteinander mischbar sind, steigt die Oberflächenspannung. Dadurch ist der injizierte Gelatinetropfen einer Spannung ausgesetzt, welche überall auf seiner Oberfläche den gleichen Druck ausübt. Dies bedingt den Tropfen, das kleinstmögliche Volumen einzunehmen, nämlich das eines Kügelchens. Die Größe des Kügelchens hängt von drei Parametern ab:

1. vom Kaliber der Injektionsnadel,
2. von der Geschwindigkeit, mit der die Injektionsnadel knapp unter der Mineralöloberfläche hin und hergeführt wird, und
3. von der Austrittsgeschwindigkeit des Gels aus der Nadelöffnung.

Wegen des größeren spezifischen Gewichtes gegenüber dem Öl sinken die Gelatinekügelchen auf den Boden des Zylinders ab. Das kalte Öl wird nun abgegossen und die Kügelchen in ein auf 0°C abgekühltes Wasserbad geschüttet. Wegen der Mikroembolien verursachenden Eigenschaften und der schlechten Nierengängigkeit des Mineralöls werden die Kügelchen nun mehrmals gespült und gewaschen, um dieses zu entfernen. Die Größe der Kügelchen variiert von 0,5 bis 3mm Durchmesser. Je nach Wunsch kann man die gewünschte Größe mit geeigneten Sieben aussortieren. Nachdem die Kügelchen gewaschen und aussortiert sind, werden sie bei 15°C in wasserlösliches Kontrastmittel eingelegt, im vorliegenden Versuch in Hypaque-M, 90%, eine wässrige Lösung, die zu 30% aus Natriumsalz und zu 60% aus Meglumin-salzen besteht. Als Kontrastgeber ist organisch gebundenes Jod beigesetzt.

Bei dieser Temperatur, die in einem Kühlschrank konstant gehalten wird, setzt eine osmotische Diffusion von dem hochkonzentrierten Kontrastmittel in die Kügelchen ein, bis ein Konzentrationsgleichgewicht erreicht ist. Dieses stellt sich nach ca. 48 Stunden (Vaitl 23) ein. Nach dieser Einlegezeit kann man die Kontrastkügelchen, die anfangs als Negativkontrast im Kontrastmittel liegend sichtbar sind, auf Röntgenaufnahmen nicht mehr als solche erkennen. Man kann die Kontrastmittelkonzentration nun nochmals erhöhen, indem man die imbibierten Kügelchen in frisches Kontrastmittel einweicht; dies ist jedoch nicht von großem Vorteil, da nur noch eine geringe Steigerung des Kontrastes

erzielt wird (Vaitl²³). Nach Mygind (12), der dieses Herstellungsverfahren als erster beschrieb, entsprach die Sättigung der Kügelchen nach 48 Stunden etwa 65%.

Für die strömungsdynamischen Untersuchungen an den künstlichen Herzklappen, werden diese in folgendes Kreislaufmodell eingebaut:

Aus einem Flüssigkeitsreservoir strömt Testflüssigkeit in eine gepulste Ventrikelpumpe. Dabei handelt es sich um eine Bentley-Pulsationspumpe. Das Kernstück dieser Pumpe ist ein aus Polyurethan hergestellter Ventrikel mit einer Aus- und Einflußöffnung, die jeweils mit Ventilen versehen sind. Er ist austauschbar. Mittels einer als Diaphragma fungierenden Hochleistungsmembran, die auf einem Pumpenstempel angebracht ist, wird der Ventrikel gefüllt und entleert. Der Pumpenstempel wird durch Druckluft betrieben, wobei ein Volumen von bis zu 6 Litern pro Minute ausgeworfen werden kann. Die Auswurfleistung sowie die Compliance sind regulierbar.

Der Pumpe ist ein Röhrensystem nachgeschaltet, in das ein Dreiwegehahn eingeführt ist. Auf diesen kann eine Injektionsspritze aufgesetzt werden, durch welche die Kontrastkügelchen in das Kreislaufmodell eingespritzt werden können. Kurz hinter dem Dreiwegehahn folgt ein als Kammer dienender Plexi-

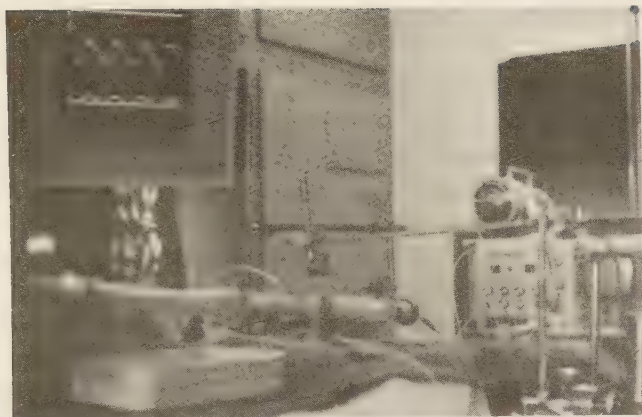


Abb. 1

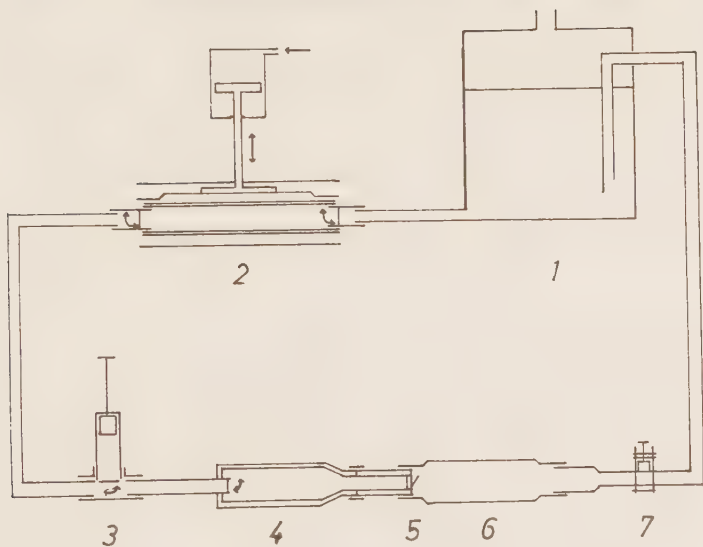


Abb. 2

Abb. 1 u. 2: Kreislaufmodell, mit 1. Milchreservoir,
 2. Pulsationspumpe (← Druckluft, ↑↓ Pumpenkolben, ↻ Ventile)
 3. Dreiwegehahn mit aufgesetzter Injektionsspritze,
 4. Kammerzylinder, 5. Kunstklappe (Starr-Edwards, Björk-
 Shiley, Lillehei-Kaster) 6. Rinderaorta, 7. Drossel zur
 Widerstandsregulierung

glaszylinder, der am Eingangsende mit einem Flutterventil zur Vermeidung eines allzu großen Rückflusses versehen ist. Das Ausflussende ist offen und mit einer Innenfräsung zur Verbindung mit weiteren Plexiglasröhren angefertigt. Die drei zu testenden Herzklappen sind auf solchen Plexiglasröhren befestigt, die am anderen Ende eine an die Fräsung des Zylinders angepaßte Aussenfräsung besitzen. Hinter den Klappenprothesen befindet sich die Rinderaorta, die über die jeweiligen Klappenrohre geschoben wird. Von dieser Aorta fließt die Testflüssigkeit nach Durchströmung einer Drossel, mit der der Abflußwiderstand reguliert werden kann, in das Flüssigkeitsreservoir zurück. Als Testflüssigkeit wird 1,5%ige Magermilch mit an Blut angepasster Viskosität verwendet.

Zur Darstellung von Strömungsprofilen nach künstlichen Herzklappen wurden Aortenklappen von Starr-Edwards, Björk-Shiley und Lillehei-Kaster auf den Verbindungsstutzen zwischen Zylinder und Rinderaorta aufgesetzt.

Die Starr-Edwards-Klappe ist eine Kugelventilklappe. Das hier verwendete Modell entspricht der Aortenklappe 2.400 mit einem schmalen metallenen Nahtring, einem dreistrebigen, an der Spitze ineinanderlaufenden Käfig und einer hohlen strahlendichten Stellite 21-Kugel.

Die Björk-Shiley und die Lillehei-Kaster sind beide Scheibenklappen. Die Basis der ersteren

bildet ein vertikaler Ring, an dem zwei exzentrisch angeordnete Bügel angebracht sind, je einer an der Ausfluß- und einer an der Einflußöffnung der Klappe. Zwischen diesen rotiert eine Delrin-Scheibe. Die Scheibe ist genau in den Ring eingepaßt, so daß keine Überlappung stattfindet und die Scheibe horizontal zu liegen kommt. Die Halterungsbügel lassen der Scheibe einen Öffnungswinkel von maximal 60°.

Die Lillehei-Kaster-Klappe hat einen Titanium-Ring, an dessen Ausflußrand zwei konisch nach innen gerichtete Bogen vorstehen, die den Öffnungsweg der Klappe begrenzen. An der Einflußebene prominieren gegen die beiden Bogen diagonal versetzt ein Paar Streben, jede ca. 2mm in den Öffnungsraum, die die Klappe von unten her stützen. Die Scheibe ist beidseits eben, der Außenrand ohne Rillen, Stützen oder Löcher. Sie ist etwas kleiner als der Ring, jedoch nicht kleiner als die Ausflußöffnung, so daß sie bei Klappenschluß auf dem Nahtring zu liegen kommt. Als Herstellungsmaterial wurde wegen der hochgradigen Lebensdauer und Belastungsfähigkeit Pyrolite-Carbon gewählt.

Für die tierphysiologischen Untersuchungen wurden ein Schäferhund und ein Setter von je ca 35 kg Körpergewicht katheterisiert. Die Anaesthesie wurde bei beiden Hunden mit 17 mg Pentobarbital-Na. pro kg Körpergewicht intravenös eingeleitet, die Muskelreflexe mit 0,08 mg Pancuroniumbromid pro kg Körpergewicht gedämpft. Daraufhin erfolgte die Intubation mittels welcher die Beatmung mit einem Lachgas-Sauerstoffgemisch, 25 % Sauerstoff und

75 % Lachgas durchgeführt wurde. Das Beatmungsvolumen betrug 6 Ltr., die Atemfrequenz 20 Atemzüge pro Minute. Nachdem die Hunde narkotisiert waren, wurden in beiden Leistengegenden im Bereich der Gefäßnervenstränge inzidiert und die Femoralisarterien und Venen frei präpariert. Diese wurden distal unterbunden, proximal angeschlungen und mit einem Froschmaulschnitt eröffnet. In die linke A. femoralis wurde ein Pig-tail-Katheter der Firma Cordis, mit einer Durchmesserstärke von 8 Charrière, unter Sicht mittels Röntgenbildverstärker, in den linken Ventrikel vorgeschoben und im Apex der linken Herzkammer postiert. Die linke Femoralvene blieb unbehelligt. Die rechte Femoralarterie wurde mit einem Statham-Element zur peripheren Druckmessung versehen. Der systolische Blutdruck betrug während des ganzen Experiments nahezu 200 mmHg. Die rechte Femoralvene wurde mit einem Kobrakatheter derselben Firma und gleicher Stärke katheterisiert. Dieser Katheter wurde in der A. pulmonalis plziert.

Die röntgenkinematographischen Aufnahmen wurden im posterioranterioren Strahlengang mit einem nach links verschobenen Strahlenaustrittswinkel von 30° zur Frontalebene des Hundekörpers gemacht.

Die Röhrenspannung wurde mittels der Röntgenautomatik gesteuert, wobei die Maximalspannung bei 77 KV limitiert war. Der Röntgenröhrenabstand war 72 cm vom Objekt gemessen, der Bildröhrenverstärkerabstand 10 cm.

Sowohl bei den Modellversuchen, als auch bei den Hunderkreislaufdarstellungen wurden zwei verschiedene Filmgeschwindigkeiten gefahren, zunächst 150 Bilder pro Sekunde mit einer 35 mm Bildkamera von der Firma Arnold Richter, dann 400 Bilder pro Sekunde mit einer 16 mm Kamera vom Typ Milliken.

Die verwendeten Filme waren von den Firmen Ilford, 16 mm Film FP 4, Typ 652 und PAN E 16 mm, Typ 752, von Agfa-Gevaert, N-Gevapan 30, 166 und von Kodak, Typ 4 X und Plus X.

Die Auswertung der gedrehten 35 mm-Röntgenfilme wurde an einem Arnold-Richter-Projektionstisch, der mit einer Bildablaufhöchstgeschwindigkeit von 50 Bildern pro Sekunde gefahren werden kann, jedoch auch gestufte Bildgeschwindigkeiten und Einzelbildprojektionen zuläßt, vorgenommen. Die 16 mm-Filme wurden an einem Lytax-Projektionsapparat Bild für Bild ausgewertet. Insgesamt wurden 20000 Bilder zur Betrachtung herangezogen und aussortiert, wovon Bildsequenzen von 9000 Bildern einzeln beobachtet und die Bewegungsabläufe der Kügelchen auf transparentem Millimeterpapier festgehalten wurden.

THEORETISCHE BETRACHTUNGEN

Um die nachfolgenden Untersuchungsergebnisse und deren Bedeutung präzisieren zu können, werden die Strömungsphänomene in geschlossenen Gefäßen näher definiert.

In einem geschlossenen System liegen fließende Flüssigkeiten in zwei verschiedenen Strömungstypen vor, entweder befinden sie sich in einem laminaren oder in einem turbulenten Zustand. Zwischen beiden Zuständen bestehen fließende Übergänge, die sämtliche Grade, welche einerseits mehr zur Laminarität oder andererseits mehr zur Turbulenz neigen, umfassen.

Die laminare Strömung zeichnet sich durch eine paraboloidale Strömungsfront aus. Diese setzt sich aus mehreren Strömungsschichten zusammen, welche sich in zylindrischer Anordnung um den Zentralzylinder legen. Dies ergibt ein Bild, das man sich als ein altes auseinandergezogenes Teleskop vergegenwärtigen kann. Der Zentralzylinder bewegt sich mit der höchsten Flußgeschwindigkeit. Die ihn konzentrisch umgebenden Zylindermäntel nehmen in ihrer Flußgeschwindigkeit zur Gefäßwand bis auf Null laufend ab. Ein Austausch zwischen den, beziehungsweise eine Mischung der einzelnen Strömungsschichten findet nicht statt. Auch die interlaminare Flußreibung ist durch die hohen Flußgeschwindigkeiten so sehr herabgesetzt, daß hierdurch keine Strömungsunordnungen entstehen können. Die größte Reibung tritt sicher am Berührungspunkt von Gefäßwand und Flüssigkeit auf.

Man vermutet, daß sich an der Gefäßwand eine dünne Plasmaschicht bildet, in der sich winzige Wirbel befinden, die als eine Art Kugellager die Reibung zwischen Gefäßwand und Flüssigkeitssäule vermindern (Temple 21). Diese Wirbel, durch kleinste Unebenheiten an den Gefäßwänden erzeugt, sind aber nicht so stark ausgeprägt, daß sie die Laminarität der Strömung stören können.

In der laminaren Strömung werden alle Strömungsstörungen gedämpft und ausgemerzt. Hierbei spielt die Flußbeschleunigung eine Rolle, denn beschleunigte Strömung neigt zu Stabilität und Laminarität, während verlangsamte Strömung zu Instabilität und Turbulenzen tendiert (Temple 21). Beschleunigte Strömung heißt, daß an einem bestimmten Punkt die Geschwindigkeit kontinuierlich zunimmt, bzw. ein Teilchen in einen Bereich höherer Geschwindigkeit eintritt, z.B. beim Eintritt von Flüssigkeit in ein Gefäß geringeren Durchmessers oder beim Durchfließen eines Engpasses.

In der Flüssigkeitsschicht, die direkten Kontakt zur Gefäßwand hat, nimmt die Flußgeschwindigkeit von der allgemeinen Strömungsgeschwindigkeit zur Gefäßwand hin auf die Nullgeschwindigkeit ab. Durch die Verminderung der Reibungskräfte, die ohne sie verstärkt auftreten würden, verhindert sie sowohl die Zerstörung der korpuskulären Elemente des Blutes, also die Hämolyse, als auch das Entstehen von Scherkräften durch Ausgleich von Unebenheiten der Gefäßwände, die das Zustandekommen turbulenter Strömungen begünstigen würden.

Aus dem Übergang vom laminaren in das andere Extrem, den turbulenten Strömungszustand, sind zwei Begriffe erwähnenswert: Der stabile Fluß und die unruhige Strömung.

Im "stabilen Fluß", im Verständnis klassischer Hydrodynamik, werden alle kleinen Fließunruhen spontan abgeschwächt. Solche werden durch Instabilitätsfaktoren hervorgerufen, wie die Entstehung von Strudeln, unebenen Oberflächen oder die Mischung zweier Flüssigkeitsschichten unterschiedlicher Geschwindigkeit. Die Dämpfung dieser Flüssigkeitsunruhen erfolgt durch die Viskosität der betreffenden Flüssigkeit und durch deren Flußgeschwindigkeit.

Die unruhige Strömung ist eine vorübergehende Reaktion einer laminaren Strömung auf eine Instabilitätsquelle, die die Strömung veranlaßt von der Laminarität abzuweichen. Die entstehenden Strömungsunruhen lassen jedoch stromabwärts nach und werden wieder in die laminare Strömung integriert. Flüssigkeiten, die in laminarer Strömung vorliegen, werden, wenn sie von dieser abweichen, überwiegend in einen derartigen Zustand übertreten.

Die "turbulente Strömung" ist das andere Extrem von Zuständen, in denen fließende Flüssigkeiten in geschlossenen Gefäßen vorliegen können. Sie unterscheidet sich von der laminaren durch unregelmäßige, zufallsbedingte Schwankungsbewegungen der Flüssigkeitssäule, die von einer geordneten Grundströmung überlagert sind. Die Turbulenz, aus der turbulente Strömungen bestehen, ist als ein unregelmäßiges Gemisch von kleineren

und größeren Wirbeln zu verstehen. Im Gegensatz zur laminaren Strömungsfront, die paraboloid erscheint, und deren Geschwindigkeit graduell von der Flüssigkeitsachse zur Gefäßwand abnimmt, ist das Strömungsprofil der turbulenten Strömung über den gesamten Gefäßquerschnitt gleichmäßig verteilt. Die Geschwindigkeit verringert sich nur sehr langsam vom Achsenzylinder der Flüssigkeitssäule hin zur Peripherie, sodaß sich die Strömungsfront im größten Teil des Gefäßquerschnitts mit einem Geschwindigkeitsplateau vorwärtsbewegt. Erst unmittelbar an der Gefäßwand kommt es zu einem steilen Geschwindigkeitsabfall auf den Nullpunkt. Sie ist bis auf eine schmale Randzone praktisch als konstant anzusehen. Durch die stark hin- und herschwankenden Querbewegungen stoßen dauernd Flüssigkeitsteilchen höherer an solche geringerer Geschwindigkeit. Dies resultiert in einem Verlust kinetischer Energie, zusätzlich zum Energieverlust durch Reibung. Dieser Verlust erhöht den Flußwiderstand, wodurch bei gleichbleibender Durchflußrate erhöhte Forderungen an die Leistungskapazität der Pumpe, bzw. des Herzens gestellt werden.

Als Index für die Entstehung von turbulenter Strömung hat Reynolds für ein mit Wasser gefülltes geschlossenes Röhrensystem einen dimensionslosen Wert geschaffen. Diese sog. Reynold'sche Zahl,

$$R = \frac{\rho \cdot v \cdot D}{\mu}$$

setzt sich aus der Dichte ρ der Flüssigkeit, aus der durchschnittlichen Flußgeschwindigkeit v , aus dem

Durchmesser des Gefäßes D und der Viskosität μ der Flüssigkeit zusammen. Nach diesem Wert kann beurteilt werden, wann eine Flüssigkeit im laminaren bzw. in einem turbulenten Zustand vorliegt. Der kritische Wert, der den laminaren vom turbulenten Zustand der Flüssigkeit scheidet, wird für Wasser bei ca. 2400 angegeben. Ist die Reynold'sche Zahl größer als dieser Wert, so liegt die fortbewegte Flüssigkeit in turbulenter Strömung vor und kann durch die oben beschriebenen Dämpfungsmechanismen nicht mehr in laminare Strömung überführt werden.

Nach Yellin (25) liegt der kritische Wert für Blut bei $R = 2300$. In darunter liegenden Werten bestehen unruhige Strömungen, die bis zu $R = 2000$ auftreten. Bei kleineren Reynold'schen Zahlen werden Flüssigkeiten hauptsächlich in laminarem Zustand angetroffen.

ERGEBNISSE

1. Strömungserscheinungen an künstlichen Herzklappen

Bei der Betrachtung der drei getesteten Klappenmodelle hinsichtlich der haemodynamischen Verhältnisse in vitro ergaben sich folgende Gesichtspunkte:

1. Starr-Edwards-Klappe 2400 (A 11) für Aortenklappenersatz

Zu Beginn der Systole wird der Ventilball durch das ausgeworfene Schlagvolumen aus dem Nahtring gehoben und gegen den Klappenkäfig geschleudert. Von dort prallt er zunächst zurück, wird wieder vom Flüssigkeitsstrom erfaßt und nochmals gegen das Käfiggestänge geworfen, von wo dieser Anprall auf den Nahtring, d.h. in vivo auf die Halterungsfäden und das Herzmuskelgewebe übertragen wird. Wieder zurückgeprallt, bei manchen Kreislaufmodellen ist noch ein dritter derartiger Vorgang zu beobachten, nimmt die Verschlusskugel eine Position ein, die etwa auf halbem Weg zwischen Nahtring und Käfigspitze anzugeben ist. Mit zunehmender Systolendauer nähert sich die Ventilkugel mehr und mehr dem Klappenring. Am Ende der Systole fällt der Ball auf den Nahtring, von wo er ebenfalls wieder zurückprallt, bis er sich beim zweiten Kontakt auf den Ring setzt. Dieses Abprallen vom Nahtring hat ohne Zweifel einen erhöhten Rückfluß

und damit eine Verminderung des vom Herzen ausgeworfenen Schlagvolumens zur Folge.

Beim Auswurf des Flüssigkeitsvolumens wird die äußerste Zylinderschicht der Flüssigkeitssäule, die durch den Klappenring begrenzt ist, an dessen Ausflußrand gebrochen. Es entstehen Wirbel, die nach außen zur Aortenwand hingerrichtet sind und sich von dort in die Peripherie hin weiter fortpflanzen.

Die mittlere Schicht des Flüssigkeitszylinders, die sich zwischen der vorher erwähnten Ringschicht und der der Ventilkugel am nächsten liegenden Schicht befindet, hat haemodynamisch den günstigsten Zustand. Sie ist als nahezu laminar zu bezeichnen. Die sich in letzterer befindlichen Kontrastkügelchen werden mit der höchsten Auswurfgeschwindigkeit und Beschleunigung ausgestoßen. Sie legen in einem Systolenzyklus die größte Strecke zurück, ohne durch Wirbel oder unruhigen Fluß beeinträchtigt zu werden.

Die dritte Schicht befindet sich an der Kugeloberfläche, auch hier bilden sich Wirbel, die genauso wie die an der Klappenringkante ausgelösten Wirbel, durch Brechung des Flüssigkeitsstromes an der Kugeloberfläche entstehen. Durch diese Wirbel und das verminderte Flüssigkeitsangebot im Raum zwischen der dem Nahring abgewandten Ventilballoberfläche und der Käfigspitze bilden sich Turbulenzen. Diese sind durch ein im Verhältnis zum vorhandenen Raum zu kleines Volumen bedingt: Es entsteht ein kegelförmiges Flüssigkeitsvakuum, das dazu neigt, aus dem laminaren Flüssigkeitsstrom Volumen in

diesen Kegel anzusaugen, was die Wirbelbildung bewirkt, aus welchen die Turbulenzen bestehen. Diese Turbulenzzone bleibt während der ganzen Systole bestehen, breitet sich aber nicht weiter von diesem Bereich in die Aorta aus, da die laminare Strömung in den angrenzenden Flüssigkeitsanteilen dämpfend auf etwaige Wirbeleinbrüche wirkt. Kontrastkügelchen, die einmal in diesen Raum gespült wurden, werden während der gesamten Systole dort festgehalten.

In der spätsystolischen Phase verlangsamen sich die Kontrastpartikel zusehends bis sie kurz vor Klappenschluß einen Nullpunkt erreicht haben. Durch den Klappenschluß selbst erfahren sie eine Negativbeschleunigung, sie bewegen sich in Richtung Herzklappenprothese, bis durch die Windkesselfunktion der der Klappenprothese nachgeschalteten Rinderaorta wieder eine Vorwärtsbewegung erfolgt. Diese hält bis zum Ende der frühen Diastole an. Vom Zeitpunkt der späten Systole, d.h. vom Zeitpunkt der konstanten Geschwindigkeits- und Beschleunigungsabnahme der Kontrastkügelchen an, machen sich im distalen Drittel der Aorta aufgrund der verminderten Vorwärtsbewegung Turbulenzen breit: Durch die verminderte Geschwindigkeit steigert sich die Reibung zwischen den konzentrisch angeordneten Flüssigkeitszylindern, es entstehen Wirbel, die durch die geschwächte laminare Strömung nicht mehr abgedämpft werden können, sich weiter ausbreiten und schließlich während der frühen Diastole zunehmen und den geordneten Flüssigkeitsstrom in turbulenten Zustand verwandeln. In der Mitte der Diastole bewegen sich die Kontrastpartikel in allen Richtungen, ohne daß eine generelle



Abb. 3

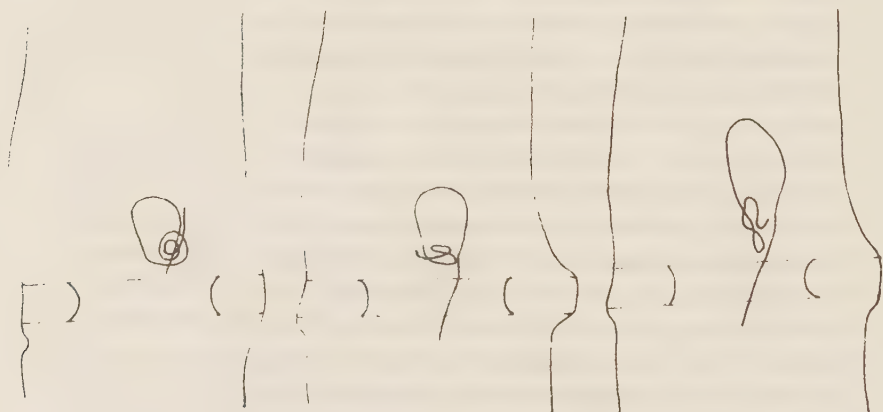


Abb. 4

Abb. 3 u. 4: Postvalvuläre Strömungswiedergabe durch Kontrastkügelchen im Bereich der Ventilkörper bedingten Turbulenzzone hinter der Starr-Edwards (Abb. 3) und der Björk-Shiley-Klappe (Abb. 4)

Ordnung daraus ersehen werden konnte, es herrscht vollkommen turbulente Strömung. Von der Meso-diastole an tritt eine Beruhigung der aortalen Flüssigkeitssäule ein, die bis zur Stase führt. Zum Teil kann man aber auch Strömungsunruhen und Turbulenzen während der gesamten Diastole beobachten. Diese Strömungsunordnungen halten jedoch maximal nur bis zur nächsten Systole an. Der erneute systolische Flüssigkeitsauswurf ordnet die Flüssigkeitsteilchen und überführt sie wieder in die Laminarität. Diese Turbulenzentstehung am Ende der Systole und ihre Fortpflanzung über die Diastole hinaus kommt bei allen drei künstlichen Herzklappen, wie auch am physiologischen Herzen vor. Soweit die Strömungsverhältnisse an der Starr-Edwards-Klappe.

Als weitere Klappenmodelle standen zur Testung ein Björk-Shiley-Klappenmodell und eine Lillehei-Kaster-Herzklappenprothese, jeweils Aortenklappen, zur Verfügung.

2. Björk-Shiley-Aortenklappenprothese

Die Klappenscheibe öffnet sich am Anfang der Systole sehr schnell und erreicht den maximalen Öffnungswinkel von 60 Grad, der ihr von dem an der Ausflußöffnung angebrachten Bügel vorgegeben ist, innerhalb von durchschnittlich 9 msec. (Björk 2)
Hier ereignet sich ein ähnliches Phänomen wie bei der Starr-Edwards-Klappe. Die Klappenscheibe wird

durch die Wucht des Aufpralls auf den die Bewegung einschränkenden Bügel zurückgestoßen, und schlägt noch zweimal gegen diesen. Dann bleibt die Scheibe in diagonalen Stellung zum Befestigungsring, jedoch nicht im maximalen Öffnungswinkel von 60 Grad stehen. Mit zunehmender Systolendauer wird der Öffnungswinkel immer kleiner. Bei Beendigung der Auswurfphase prallt die Klappenscheibe bei Klappenschluß vom Klappenring zurück, kommt dann aber beim 2. Schlußversuch im Klappenring zwischen den beiden Bügeln zur Ruhe.

Bei maximal geöffneter Klappe hat man zwei ungleich große Auswurföffnungen, da die Klappenscheibe diagonal zum Klappenring gekippt wird und die Drehachse der Scheibe exzentrisch zum Ringdurchmesser liegt. Die größere und für den Volumenaustritt auch entscheidende Öffnung wird durch den Naht-ringrand und den Scheibenrand, die beide der Aorta zugekehrt sind, gebildet. Die kleinere Öffnung wird von dem Klappenringrand und dem Scheibenrand, die dem Ventrikel, bzw. hier dem Plexiglaszylinder zugewandt sind, begrenzt. Die Strömungsprofile, die durch beide Öffnungen entstehen, haben daher eine unterschiedliche Konfiguration. Am Klappenringausflußrand wird die äußerste Flüssigkeitsschicht zur Aortenwand hin geborchen, es entstehen Wirbel, die sich an der Aortenwand peripheriewärts weiter fortsetzen. Diese Brechung erfolgt an beiden Austrittsöffnungen in gleicher Weise.

Nun wird zunächst das Strömungsprofil an der größeren der beiden Öffnungen beobachtet. Die Flüssigkeitssäule kommt geradlinig aus dem Klappenring und stößt in einem Winkel von ca. 150 Grad, bei maximaler Öffnung gegen die Unterseite der Klappenscheibe. Dort wird sie reflektiert, bzw. abgeschert. Es entstehen an der Scheibenunterfläche Wirbel, die sich an dieser zum Scheibenrand hin weiter fortsetzen. Am Scheibenrand angelangt, wird die bereits in Unordnung vorliegende Flüssigkeitsschicht zum zentralen Lumen der Aorta hin gebrochen. Dadurch bilden sich weitere Wirbel.

Der zwischen diesen beiden Flüssigkeitsschichten liegende Volumenanteil ist durch die von der Unterseite der Scheibe reflektierten Flüssigkeitsanteile von dieser abgedrängt, so daß die Laminarität dieses Flüssigkeitsanteils sowohl dadurch, als auch durch die große Auswurfgeschwindigkeit gewahrt wird. Dieser im laminaren Strömungszustand vorliegende Flüssigkeitszylinder legt die größte Auswurfstrecke zurück, sein Anteil am gesamten Schlagvolumen ist jedoch nur gering.

Aus der kleineren Öffnung der Klappe tritt der weitaus geringere Teil des Schlagvolumens. Die Flüssigkeitssäule wird am Scheibenrand gegen das Aortenlumenzentrum hin gebrochen. Eine kaum nennenswerte Fraktion liegt im laminaren Strömungszustand vor.

Die Brechung der Flüssigkeitssäule am Klappenscheibenrand,

sowohl auf der Seite der großen Öffnung, als auch auf der der kleineren, läßt auf der der Aorta zugekehrten Fläche der Klappenscheibe einen mit Wirbeln durchsetzten Raum entstehen. Da das Hauptvolumen durch die größere Klappenöffnung fließt, entsteht eine Art Vakuum, das Volumen anzusaugen versucht. Dieser Sog ruft Wirbelentstehungen hervor, die in ihrer Gesamtheit Turbulenzen darstellen.

Sind Kontrastkügelchen einmal in diesen Raum gekommen, kann es zwei bis drei Zyklen dauern, bis sie wieder in den Hauptstrom des ausgeworfenen Blutvolumens gelangen und in die Peripherie befördert werden. Fällt eine Kugel während der Diastole gar in den Klappenring zurück und kommt auf der der Aorta zugekehrten Scheibenseite zu liegen, so verbleibt sie hier, denn hier herrscht in einem flach kegelförmigen Bereich, dessen Basis die Scheibenoberfläche bildet, absolute Stase. Erst durch die Schwerkraft kann die Kontrastkugel wieder in den Flüssigkeitsstrom gelangen.

Die während der Systole aus der Hauptöffnung der Klappe ausgeworfenen Kontrastpartikel beschreiben eine ellipsenförmige Schleife. Zuerst werden sie zur der Klappenöffnung gegenüberliegenden Aortenwand hin geschleudert, in der Mesosystole tendieren sie dann zum Aortenzentrum hin, überschreiten dieses und erreichen wieder die Aortenwand. Hier verlieren sie zunehmend an Geschwindigkeit und fallen mit Beginn der Diastole zur Klappe zurück. Durch die Windkesselfunktion der Aorta werden sie wieder in Richtung Peripherie orientiert. Während der frühen Diastole treten Turbulenzen

auf, durch die die Kontrastkügelchen in allen drei räumlichen Ebenen bewegt werden.

Als dritte und zugleich letzte Klappe wurde die Lillehei-Kaster-Klappe im Kreislaufmodell, in Bezug auf Strömungsprofilveränderungen getestet.

3. Lillehei-Kaster-Klappe

Über die Klappenscheibenfunktion läßt sich wenig aussagen, da die Scheibe aus Pyrrolite-Carbon eine so geringe Strahlendichte aufweist, daß sie in Anbetracht der Öffnungsgeschwindigkeit zu Beginn der Systole auf Ultrazeitlupenaufnahmen nicht mit genügender Sicherheit zu identifizieren ist.

Der maximale Öffnungswinkel beträgt 80° zum Klappenring. Zu berücksichtigen ist hierbei, daß die geschlossene Klappe nicht in horizontaler Stellung ruht, sondern in einem leicht schrägen Winkel von 18° zum Klappenring diesen überlappt. Der eigentliche Öffnungswinkel beläuft sich folglich auf 62° .

Durch diese, bei geöffneter Klappe der Vertikalen stark angenäherten Stellung der Scheibe, ist der Größenunterschied der beiden Öffnungen nicht sehr groß, so daß auch die aus beiden Öffnungen austretenden Schlagvolumenanteile in ihrer Strömungsstruktur wenig differieren. Die Flüssigkeitssäule trifft seitens der größeren Austrittsöffnung in einem Winkel von 170° auf die Scheibenunterfläche

und erfährt dabei nur eine geringe Reflektion und Abscherung.

Die Wirbelentstehung vermindert sich durch diese Vertikalstellung sowohl an der Klappenunterseite als auch an den Scheibenrändern, so daß auch die Turbulenzen an der der Aorta zugewandten Scheiben-
seite nur minimal sind, da sich auch der Raum des Volumendefizits auf dieser Seite in kleinen Grenzen hält. Am Nahring werden die Außenschichten der Flüssigkeitssäule ringsum zur Aortenwand hin gebrochen, wobei die sich an der Aortenwand weiter peripherwärts fortentwickelnden Wirbel entstehen.

Zu Beginn der Systole werden die Kontrastpartikel geradlinig in das Aortenlumen ausgestoßen und bewältigen eine große Wegstrecke in der Aorta Ascendenz. Zum Teil verschwinden die Kontrastkügelchen bereits während einer Zyklusphase aus dem Gesichtsfeld. An der Klappe entstehen keinerlei sichtbare Strömungsunordnungen bzw. Turbulenzen. Am Ende der Systole verlieren die Kugeln zunehmenden Geschwindigkeit. Während der frühen Diastole kommt es dann zu Turbulenzen im gesamten Aortenvolumen, die Kügelchen bewegen sich ohne jede Gesetzmäßigkeit. Zum Teil fallen sie zurück in Richtung Klappe, werden aber mit der nächsten Systole in die peripheren Kreislaufanteile bewegt. Durch die diastolische Kontraktion der Aorta kommt es während der Diastole zu Nachschwankungen in der Blutsäule. Dabei bewegen sich die Partikel kurzzeitig in zentrifugaler

Richtung. Ist diese Kontraktion beendet, fällt die Strömungsordnung zusammen.

Wie bei den beiden bereits besprochenen Klappen, kommt es bis zur Mesodiastole zu Turbulenzen, bis eine statische Phase infolge von Energieverlust eintritt.

II. Strömungsflußgeschwindigkeit an künstlichen Herzklappen bei Bildgeschwindigkeiten von 150 Bildern/sec. und 400 Bildern/sec.

Zum haemodynamischen Vergleich der drei Klappenprothesen wurden auch Strömungsgeschwindigkeiten herangezogen. Dabei wurden Kügelchen, die sich bei Klappenöffnung knapp unterhalb des Klappenringes im Plexiglaszylinder befanden, bei einer Filmgeschwindigkeit von 150 Bildern über eine Sequenz von 10 Bildern verfolgt. Die zurückgelegte Strecke wurde abgemessen und das arithmetische Mittel gebildet. Bei 150 Bilder/sec. entspricht ein Bild einem Zeitraum von 6,6 msec.

Die Flußgeschwindigkeit durch die Starr-Edwards-Klappe ergab ein Mittel von 4,69 mm pro Bildeinheit, d.h. pro 6,6 msec. Dieser Wert entspricht einer mittleren Flußgeschwindigkeit in der frühen Systole von 70,35 cm/sec.

Die Björk-Shiley-Klappe wies etwas niedrigere Strömungsgeschwindigkeiten auf. Bei einer Filmgeschwindigkeit von 150 Bildern/sec. war die Flußgeschwindigkeit 4,43 mm / 6,6 msec. Pro Sekunde errechnete sich ein Wert von 66,45 cm / sec.

Bedeutend höhere Geschwindigkeiten ergaben die Durchflußraten für die Lillehei-Kaster-Klappe. Hier wurden die Kontrastpartikel mit einer Geschwindigkeit von 7,58 mm/Bild durch die Klappe ausgestoßen. Umgerechnet in das CGS-System wurden durchschnittliche frühsystolische Geschwindigkeiten um 113,70 cm/sec errechnet.

Bei einer Filmgeschwindigkeit von 400 Bildern / sec., bei gleichen Modellbedingungen, wurden folgende Geschwindigkeiten gemessen. Die gemessenen Werte wurden wegen der unterschiedlichen Bildgröße durch Multiplikation mit einem Maßstabsfaktor, der sich auf die Klappenabbildungsmaße bezog, an die mit der 35mm Kamera erzielten Geschwindigkeiten angeglichen. Die Bildeinheit entspricht bei 400 Bildern / sec. 2,5 msec.

Die Durchflußgeschwindigkeit der Modellflüssigkeit betrug bei der Starr-Edwards-Klappe 1,68 mm / Bildeinheit. Dies ergibt eine Flußgeschwindigkeit von 67,20 cm/sec.

Bei der Björk-Shiley-Klappe traten Durchschnittsgeschwindigkeiten von 1,25 mm / 2,5 msec., folglich eine Flußgeschwindigkeit von 50 cm / sec. auf.

Höchstgeschwindigkeiten zeigten sich wieder für die Lillehei-Kaster-Prothese. Mit Durchschnittswerten von 2,74 mm / Bild ergaben sich wie bei Filmgeschwindigkeiten von 150 Bildern/sec. unerwartet hohe Werte. Die pro Sekunde zurückgelegte Wegstrecke errechnete sich auf durchschnittlich 109,60 cm.

III. Strömungsbeschleunigung an künstlichen Herzklappen bei Bildgeschwindigkeiten von 150 Bildern pro Sekunde

Bei Bildgeschwindigkeiten von 150 Bildern/sec. wurde die früh- und spätsystolische Beschleunigung der Flüssigkeitssäule, vermittelt durch die Bewegung der Kontrastpartikel, errechnet.

Dabei ergab sich bei der Starr-Edwards-Klappe eine durchschnittliche frühsystolische Beschleunigung von 4,4g. In der spätsystolischen Phase fiel dieser Durchschnittswert auf 1,0 g.

Für die Björk-Shiley-Klappe berechneten sich die frühsystolischen Werte auf 3,6 g, die spätsystolische Beschleunigung auf 0,5 g.

Die Beschleunigung der Blutsäule bei Durchfluß der Lillehei-Kaster-Klappe erreichte im frühsystolischen Abschnitt, wie nicht anders zu erwarten, die höchsten Werte von 7,4 g. In der Spätsystole zeigt sich dann ein ziemlich starker Abfall auf 1,35 g.

Aus diesen Werten ist ersichtlich, daß der Beschleunigungsgradient von der Frühsystole zur Spätsystole für die Starr-Edwards-Klappe und die Björk-Shiley-Klappe etwa die gleichen Werte erreicht, während er bei der Lillehei-Kaster-Klappe sehr viel größer ist. Diese hohen frühsystolischen Beschleunigungswerte sind mit dem geringen Widerstand, den die Ventilscheibe der Lillehei-Kaster-Klappe infolge ihrer nahezu parallelen Stellung zum Flüssigkeitsvektor bietet und dem daraus

folgenden äußerst geringen Energieverlust zu erklären.
Die spätsystolischen Werte für die Lillehei-Kaster-Klappe
stehen mit denen der beiden anderen Klappen in Einklang.

IV. Haemodynamik in der Hundeorta

Ebenso wie die Modellversuche wurden die Hundever-
suche mit zwei verschiedenen Bildgeschwindigkeiten,
und zwar mit 400 Bildern/Sec. und 150 Bildern/Sec.
gefilmt.

Linksventrikulär wird der Katheter vom Typ Pigtail
im Apex platziert. Durch diesen werden Kontrastpartikel
in einer Menge von ca. 10 ccm pro Filmszene eingespritzt.

Während des Injektionsvorganges wirbeln die Kontrast-
kügelchen ohne ersichtliche Ordnung durcheinander. Dies
kann sowohl auf den diastolischen Füllungseffekt, der
zu diesem Zeitpunkt gerade stattfindet, als auch auf
dem Einspritzvorgang an sich beruhen, da hierbei ein
zusätzliches Volumen mit hoher Geschwindigkeit zum
Kammervolumen hinzugefügt wird. Kurz vor der Auswurf-
phase verkürzt sich der Abstand von Herzbasis und
Apex. Zu diesem Zeitpunkt, der isovolumetrischen Kontraktion
des Herzmuskels, hat sich die Strömungsunruhe im Ventrikel
beruhigt. Die Kontrastpartikel werden in einer langsamen
Bewegung gegen die Herzbasis also zur Aortenklappe
hin vorgeschoben. Zugleich kann man beobachten, daß die
Kontrastkügelchen, die sich bereits in der Aorta
befinden eine langsame, jedoch ungeordnete peripher
gerichtete Bewegung erfahren. Bei Klappenöffnung
werden die Kügelchen in einem paraboloiden Profil,
demnach in einem laminaren Strömungszustand, aus dem
linken Ventrikel in die Aorta gepumpt. Diese Strömungs-

ordnung herrscht während der Früh- und Mesosystole, also während der Periode der größten Auswurf- und Flußgeschwindigkeit vor. Während der Systole ist eine Streckung der Aorta kranialwärts zu sehen, gleichzeitig nimmt die ascendierende Aorta an Umfang zu, wobei die größte Durchmesseränderung oberhalb des Bulbus von stattem geht (Timm²²). Diese Dehnung der Aortenwurzel entspricht, wie gemeinhin bekannt, einem Windkesselleffekt, der während der frühen Diastole zum Tragen kommt.

Gegen Ende der Systole hat die Spitze der paraboloiden Kontrastpartikelfront nahezu den Umschlagpunkt des Aortenbogens erreicht. Hier hat die Flußgeschwindigkeit so nachgelassen, daß sich einige Kügelchen bereits nicht mehr der Hauptströmungsrichtung anschließen, sondern sich diagonal zu dieser bewegen. Dies sind die ersten Anzeichen von Strömungsunordnung, die hauptsächlich in den Randschichten des teleskopartigen Flüssigkeitszylinders auftreten, dessen mit abnehmender Geschwindigkeit sich fortbewegender Achsialzylinder diese nicht mehr dämpfen kann.

Kurz vor dem Aortenklappenschluß tritt eine allgemeine Strömungsunordnung ein, die von einem turbulenten Strömungszustand nicht mehr zu unterscheiden ist. Mit dem Beginn der Diastole verharren die Gelbkügelchen einen Moment lang in einer Stase, um dann durch den vom Schluß der Aortenklappen verursachten Sog, in völliger Unordnung, also Turbulenz, zum Aortenbulbus zurückzufließen. Sobald die aortale Blutsäule auf die geschlossenen

Aortenklappen stößt, erfährt der zentrale Zylinder einen Reimpuls in peripherer Richtung, der durch den Windkesselleffekt, der sich kontrahierenden Aorta noch verstärkt wird. Die Gelkontrastkügelchen bewegen sich in völliger Turbulenz wieder in zentrifugaler Richtung. Die Stellen, an denen der Blutsäule in der Aortenwurzel kein Widerstand geboten wird, sind die Koronarostien. Die Kontrastpartikel werden von diesen aufgenommen und lassen sich in die Verzweigungen dieser Gefäße verfolgen. Diejenigen Kügelchen aus den Gefäßwandbereichen, welche nicht von den Koronarien aufgenommen werden können, erfahren in den halbmondförmigen Sinus Valsalvae eine Richtungsänderung von 180° zum Aortenzentrum hin und werden so der peripher gerichteten Strömung zugeleitet. Mit diesem Phänomen erklärt sich der anhaltende gefäßwandnahe Rückfluß der Kontrastkügelchen während der gesamten Diastolendauer, während der zentrale Anteil der Blutsäule schon wieder eine, wenn auch langsame, peripher gerichtete Bewegung hat. Der optische Eindruck dieser Strömung wird in der Früh- bis Mesodiastole noch durch die Retraktion der systolischen Streckung der Aorta verstärkt, die sich über die Blutsäule in Richtung auf die Herzbasis schiebt.

In der Spätdiastole erlahmt die Dynamik der Kontrastpartikel, es kommt zur generellen Stase der aortalen Blutsäule, die Kügelchen führen Schwingungen in horizontaler Richtung aus, welche vermutlich durch Eigenbewegungen, der die Aorta umgebenden Organe ausgelöst werden.

V. Haemodynamik in der Arteria pulmonalis des Hundes.

Die Schwierigkeit der kineradiographischen Beurteilung der Arteria pulmonalis des Hundes liegt in ihrer Anatomie begründet. Aus dem rechten Ventrikel kommend richtet sich die Pulmonalarterie zunächst nach kranial, um sich nach einem kurzen Verlaufsstück zwischen dem linken Herzohr und der Aorta ascendens in der sagittalen Ebene nach dorsal zu wenden. Ihr Hauptanteil, der den rechten Pulmonalast miteinbezieht, legt sich von den Pulmonalklappen her gesehen in einer Spiralform um die aufsteigende Aorta. Hier gibt er den Ast für die linke Lunge ab. Die beiden Äste verlaufen nun in der Horizontalebene. Daraus kann man ersehen, daß man von der Projektion, wie immer man vorgehen will, Überschneidungen entweder der Hauptäste der Pulmonalarterie oder eine orthograde Einstellung eines großen Teils des pulmonalen Hauptstammes in Kauf nehmen muß.

In der hier durchgeführten Studie wurden sowohl p.a. als auch im sagittalen Strahlengang Aufnahmen gemacht, jedoch nicht synchron. Beide Projektionen waren für die exakte Beurteilung des Strömungsverlaufes in der Pulmonalarterie unbefriedigend. Es sollen aber dennoch einige Anmerkungen gemacht werden.

Nach Injektion von Kontrastkügelchen durch den im rechten Ventrikel postierten Kobrakatheter, verteilen sich die Partikel sofort in wirbelförmigen Bewegungen in der gesamten Kammer. Mit Beginn der isovolumetrischen Anspannungsphase tritt eine kurzzeitige Stase ein, während der sich die Kügelchen ruhig verhalten, darauf folgt eine langsame Vorwärtsbewegung in Richtung

auf die Pulmonalklappe, die mit der Öffnung dieser in die Auswurfphase übergeht. Die Kontrastpartikel fließen, analog zum aortalen Blutfluß in einer paraboloiden laminaren Strömungsanordnung. Durch die helixförmige Struktur der Pulmonalarterie in Verbindung mit ihrem rechten Hauptast, bekommen die Gelkügelchen einen Linksdraht, sodaß sich die gesamte Blutsäule wie eine Spirale peripherwärts fortentwickelt. Dieses Drahtphänomen kann ohne Einschränkung in den Oberbegriff Laminarität einbezogen werden, da die Strömungsordnung weiterhin in Schichten ohne Beeinträchtigung dieser untereinander vorliegt (Timm 22). An der Teilungsstelle der Arteria pulmonalis in ihre beiden Hauptanteile, der Arteria pulmonalis sinistra und dextra, zeigen sich distal wirbelartige Strömungstendenzen, die aber sofort wieder gedämpft und nicht fortgeleitet werden. Auch in den beiden Hauptästen befinden sich die Gelkügelchen in einer paraboloiden Strömungsfront, was vermutlich auf der helicalen Strömungsanordnung beruht. In den peripheren Verästelungen der Pulmonalarterien können die Kontrastkügelchen nicht verfolgt werden, da sie zum großen Teil ihres Umfanges wegen nicht mehr weitertransportiert werden. Am Ende der Systole, mit nachlassender Flußgeschwindigkeit entstehen kleinere Wirbelbildungen, die das vorher parabolische Bild in Unordnung bringen. Mit dem Schluß der Pulmonalklappe erfolgt, wie bei der Aorta beobachtet, das plötzliche Sistieren der Blutsäule, die Kontrastpartikel verharren in Stase, bis eine kurzzeitige turbulente Zentripetalbewegung die Kontrastteilchen zur Klappenebene hinsaugt. Nachdem die proximalen Anteile des Blutzylinders den

durch den Klappenschluß freigegebenen Raum ausgefüllt haben, zeigt sich wiederum das Phaenomen des Reimpulses, wodurch auf die Kontrastkügelchen eine peripheregerichtete Bewegung ausgeübt wird. In der Arteria Pulmonalis jedoch ist im Gegensatz zur Aorta, der gesamte Blutzylinder betroffen, also auch die gefäßwandnahen Anteile, da keinerlei Abflußmöglichkeiten wie sie die Koronarien darstellen, vorhanden sind. Diese Strömung zeigt, betrachtet man die Kontrastpartikel, einen völlig turbulenten Zustand, der mit zunehmender Diastolendauer diese mangels einer dynamisch wirksamen Energie zum Stillstand bringt.

Ein interessantes Phaenomen ist der sich nach etwa 4 Sekunden nach der ersten Einspritzung von Kontrastkügelchen in den rechten Ventrikel, darstellende linke Vorhof. Daraus kann gefolgert werden, daß nach dieser Zeit das Kontrastmittel in ungebundenem Zustand vorliegt, d.h. die Gelkügelchen sich aufgelöst haben und die Blutversorgung etwaiger durch diese blockierter Gefäßgewebebezirke wieder ungehindert vonstatten gehen kann.

1. Strömungsprofile an 3 künstlichen Herzklappen

Vergleicht man die Strömungsprofile dieser drei Klappen, so ergeben sich einige Ähnlichkeiten. Es zeigt sich allen drei Klappen gemeinsam die Brechung der dem Klappenringausflußrand am nächsten liegenden Flüssigkeitsschicht. Die dadurch entstehenden Wirbel, ebenso wie diejenigen, die am Ventilkörper der Klappen auftreten, sind nicht unerwünscht. Im Gegenteil durch diese werden die Klappenbestandteile von Blutgerinself und Mikrothromben freigewaschen und somit der Bildung von Thromben und Embolien vorgebeugt.

Bei der Starr-Edwards-Klappe ebenso wie bei der Björk-Shiley-Klappe zeigt sich das Abprallphänomen am Klappenkäfig bzw. an dem Halterungsbügel in der frühen Systole. Der Aufprall der Ventilkugel bei der Starr-Edwards-Klappe ist sicherlich wuchtiger, schon aufgrund der Größe des Ventilkörpers und der gleichmäßigen Kräfteübertragung durch die ihn emportragende Flüssigkeitssäule auf den Klappenkäfig, als derjenige bei der Björk-Shiley-Klappe. Bei dieser kommt ein geringerer Teil kinetischer Energie des Flüssigkeitszylinders zum Tragen, als bei ersterer, da er an der Unterfläche der Klappenscheibe reflektiert und abgeschert wird und der Großteil der Energie im Flüssigkeitsstrom verbleibt. Bei der Starr-Edwards-Klappe wird dieser Aufprall in vivo gleichmäßig auf

die Nähte bzw. im Herzen auf das Endo- und Myokard übergeleitet, wo es zu Verschleißerscheinungen kommen kann. Bei der Björk-Shiley-Klappe folgt eine Kippbewegung des Klappenringes um die fiktive Drehachse der Klappenscheibe. Dabei wird bei beiden Klappenmodellen die kinetische Energie der Flüssigkeitssäule in Druck umgesetzt und auf die Halterungen der Prothese übertragen, was einen Teilverlust kinetischer Energie zur Folge hat. Ob ein gleiches Phänomen bei der Lillehei-Kaster-Klappe auftritt, war auf Grund der völligen Strahlendurchlässigkeit der Klappenscheibe nicht ersichtlich.

Bei der Starr-Edwards-Klappe und bei der Björk-Shiley-Klappe ist weiter eine Gegebenheit zu beobachten, die bei der Starr-Edwards-Klappe etwas stärker ausgeprägt ist, als bei der Björk-Shiley-Klappe. Es handelt sich um den volumendefizitären Raum auf der der Aorta zugekehrten Ventilkörperseite. Diesen hat bereits Duff (4) bei der Starr-Edwards-Klappe beobachtet, bei der Björk-Shiley-Klappe jedoch wurden bisher unseres Wissens keine solchen Phänomene beschrieben.

Hier entstehen in einem kegelförmigen Abschnitt Turbulenzen, die folgendermaßen entstehen: wenn die Flüssigkeitssäule auf den Ventilkörper auftrifft, entsteht am proximalen Berührungspunkt ein Staudruck, der dem Ventilkörper entlang peripherwärts abnimmt. Nimmt der Druck aber ab, so nimmt die Geschwindigkeit zu, d.h. das jeweilige Kontrastkügelchen wird beschleunigt. Erreicht es den größten Durchmesser des Ventilkörpers, bei der Kugel den Äquator, bei der Klappe den Rand, von wo ab sich der Ventilkörper wieder verjüngt, tritt

es in einen Raum erhöhten Drucks, aber verminderter Geschwindigkeit über und wird stark abgebremst. Diese abrupte Abbremsung erzeugt Wirbel, die als Ursprung für Turbulenzen dienen. Diese können sich jedoch periphrwärts nicht ausbreiten, da die sie umgebende Flüssigkeit in laminarem Strömungszustand vorliegt.

Bei der Björk-Shiley-Klappe zeigt sich zusätzlich eine Stase auf der Klappenrückseite. Ein derartiges Erscheinungsbild weist die Lillehei-Kaster-Klappe nicht auf, da der Winkel der Klappenscheibe zum Klappenring bei maximaler Öffnung 80° beträgt, und somit nahezu parallel zum Flüssigkeitsvektor steht. Vom postvalvulären Strömungsverhalten zeigt sie die geringste Tendenz zur Turbulenzentfaltung.

Der Widerstand, den die Nahtringe und Ventilkappenkörper aller drei Herzklappen dem Flüssigkeitsstrom während der Auswurfphase entgegensetzen, als auch die unphysiologische Form der Klappenkörper selbst lenken diesen erheblich von seiner physiologischen Strombahn ab. Trotzdem zeigt sich postvalvulär im mittleren Abschnitt der Rinder-aorta ein größtenteils laminarer Strömungszustand. Dieser wird wahrscheinlich durch die hohe Flußgeschwindigkeit aufrechterhalten. Wirbel und durch diese verursachte Turbulenzen treten jedoch bei allen Klappenmodellen in größerem oder geringerem Maße auf.

Daraus geht hervor, daß die Herzklappenprothesen, die physiologischen Gegebenheiten von intakten natürlichen

Herzklappen nicht reproduzieren, sondern nur mäßig imitieren. Sie sind im Vergleich zu letzteren ein Hindernis, das durch Erhöhung des Ausflußwiderstandes und durch Wirbel- sowie Turbulenzbildungen erhöhte Anforderungen an die Ventrikelmuskulatur stellt. Diese sind durch das mit dem erhöhten Ausflußwiderstand, den an den Klappen auftretenden Turbulenzen und den durch den verzögerten Klappenschluß verursachten Rückflußvolumina am Ende der Systole einhergehende verminderte Schlagvolumen bedingt.

Um ein normgerechtes Herzminutenvolumen aufrecht zu erhalten, muß die Herzfrequenz gesteigert werden, dadurch wird sowohl die diastolische Füllungszeit als auch die systolische Auswurfzeit gekürzt. Dieses Zeitdefizit hat einen erhöhten Druckgradienten über die Klappenprothesen zur Folge, der wiederum eine erhöhte Belastung der Ventrikelmuskulatur nach sich zieht.

2. Strömungsgeschwindigkeiten und Strömungsbeschleunigung an 3 künstlichen Herzklappen

Die durchschnittlichen frühsystolischen Geschwindigkeiten der Starr-Edwards-Klappe und der Björk-Shiley-Klappe lagen in einem Bereich um 60 bis 65 cm/sec.. Diese Geschwindigkeiten korrelieren durchweg mit denen, die von anderen Autoren, z.B. mit einem Doppler-Ultraschall-Flowmeter (Meissner 10), im Mittel mit 60 cm/sec. gemessen wurden. Die hervorragende Geschwindigkeit von 113 cm/sec bei der Lillehei-Kaster-Prothese ist auf den im Vergleich zur Björk-Shiley-Klappe verhältnismäßig zum Gesamtklappendurchmesser kleinen Ausflußöffnungsdurchmesser zurückzuführen. Eine größere Rolle spielt aber der maximale Öffnungswinkel der Klappenscheibe von 80°, da die Scheibe dadurch nahezu parallel zum Flüssigkeitsvektor liegt und somit der durch sie bedingte Widerstand auf ein Minimum reduziert wird. Sowohl bei der Björk-Shiley als auch bei der Starr-Edwards-Klappe stellt der Ventilkörper ein Strömungshemmnis dar, das umflossen werden muß. Dabei wird die kinetische Energie der Flüssigkeitssäule in Druck transformiert, der auf den Ventilkörper wirkt. Von diesem wird er auf den Klappenring und von dort in vivo auf die Halterungsfäden übertragen, wodurch diese Energie dem Flüssigkeitsstrom verlorenght. Bei der Lillehei-Kaster-Klappe kann dieser Energieverlust aufgrund der nahezu senkrechten Klappenstellung vernachlässigt werden. Hier bleibt die kinetische Energie fast vollkommen erhalten.

Die durchschnittlichen Strömungsgeschwindigkeiten in der Aorta beim Menschen belaufen sich auf 40 cm/sec, wohlgerneht handelt es sich dabei um einen Mittelwert. In der Systole werden Spitzengeschwindigkeiten bis zu 120 cm/sec (Ganong 7) erzielt, in der Diastole kommt es nach dem Klappenschluß infolge des diastolischen Rückflusses zu einer kurzfristigen negativen Geschwindigkeit.

Dem Maximalwert der Flußgeschwindigkeit in der intakten Aorta werden also am besten die Geschwindigkeitswerte durch die Lilllehei-Kaster-Klappe gerecht.

Vergleicht man die pro Bild gemessenen Flußgeschwindigkeiten der Kugelchen bei beiden Filmgeschwindigkeiten, so zeigen sich nach Umrechnung mit dem Faktor 2,66, der sich als der Quotient aus beiden gefahrenen Filmgeschwindigkeiten von 150 und 400 Bildern/sec. errechnet, für die 35mm-Filme geringgradig höhere Flußgeschwindigkeiten als für die 16mm-Filme. Zum Beispiel ergibt sich für die Starr-Edwards-Klappe bei 150 Bildern/sec. eine Fortbewegung von 4,69 cm/Bild, dagegen bei 400 Bildern/sec. eine pro Bild zurückgelegte Strecke von nur 4,47 mm, analoge Vergleichswerte bestehen auch für beide weiteren Klappen. Daraus ergibt sich, daß die Bildgeschwindigkeitskapazität der 16mm-Kamera etwas höher war als 400 Bilder/sec, was auf Unregelmäßigkeit des sehr sensiblen Laufwerks infolge ungenauer Justierung bzw. Überhitzung zurückzuführen ist.

Für die frühsystolischen Beschleunigungswerte, die den gleichen Gesetzmäßigkeiten unterliegen wie die Flußgeschwindigkeiten, ergaben sich für die Starr-Edwards-

und die Björk-Shiley-Klappe Werte um 4 g, während für die Beschleunigung durch die Lillehei-Kaster-Klappe wieder mit 7,4 g ein Höchstwert errechnet wurde. Wie gesagt, beruht dies auf den Prinzipien, die auch für die Strömungsgeschwindigkeiten gelten. Die spätsystolischen Werte sind bei allen drei Klappen nur 1,0 g, also wie zu erwarten im gleichen niedrigen Bereich.

3. Strömungsprofil in den großen Gefäßen des Hundes.

Wie auch Freis (6) stellten wir bei den Hundeversuchen in der Aorta ascendenz während der systolischen Austreibungsphase ein laminares Strömungsprofil fest. Erst gegen Ende der Systole, wenn die Spitze des Strömungsprofils die Grenze zwischen dem distalen Drittel der Aorta und dem Aortenbogen erreicht hat, treten Strömungsunruhen auf. Zu diesem Zeitpunkt hat die Strömungsgeschwindigkeit ein Minimum erreicht. Daraus kann geschlossen werden, daß Laminarität der Strömungszustand von beschleunigten Flüssigkeitsanteilen ist. Turbulenzen entwickeln sich erst bei abfallenden Flußgeschwindigkeiten (Meisner + Rushmer 11).

In der Früh- bis Mesodiastole tritt in beiden großen Gefäßen eine peripher gerichtete Bewegung auf, die folglich nicht nur mit dem Windkessелеffekt der Aorta erklärt werden kann, der unseres Wissens, in der A. pulmonalis nicht existiert. Bei Klappenschluß entsteht für einen Moment ein Freiraum, in den die darüberliegende Flüssigkeitssäule auf Grund der Gravitation

zurückströmt. Sobald dieser Raum mit Volumen erfüllt ist, stößt die Blutsäule auf die geschlossenen Semilunarklappen, die zunächst infolge ihrer Elastizität nachgeben, dann aber der Blutsäule entgegenschwingen und derart den diastolischen Zentrifugalfluß in der Aorta, zusammen mit dem Windkesselphänomen, verursachen. Der gefäßwandnahe Rückfluß (Ohlsson 16) in der Aorta, der die gesamte Diastole hindurch anhält, stößt wegen der Koronarostien auf kein derartiges Hindernis, und erfährt deshalb keine Zentrifugalbeschleunigung.

Der Haemodynamik der A. pulmonalis wurde bisher wenig Beachtung geschenkt. Wahrscheinlich beruht dies auf der Unmöglichkeit sie bei der Abbildung in einer Ebene ohne Überschneidungen von Gefäßanteilen darzustellen. Deshalb wäre es, wie auch bei der Darstellung der Aorta, angebracht, Röntgenkinematographien in zwei Ebenen synchron aufzuzeichnen, um besseren Einblick in die Strömungsverhältnisse zu erlangen.

Die anscheinende helicale Strömungsstruktur in der A. pulmonalis, kann auf ihrem anatomischen Verlauf beruhen. Betrachtet man beim Hund den Truncus pulmonalis und die rechte A. pulmonalis als Ganzes, und läßt die linke A. pulmonalis im Moment außer Acht, so stellt sich einem eine ganze Windung einer Spirale dar. In einer spiralförmigen Windung, wird die Strömung, da sie sich nicht geradlinig fortpflanzen kann, laufend abgelenkt und erhält einen Drall, in der A. pulmonalis ihres Verlaufs wegen, einen Linksdrall, der sich auf alle Flüssigkeitsanteile fortpflanzt. Dies ist jedoch

eine Vermutung, die durch weitere Röntgenkinematographien in zwei Ebenen überprüft werden muß.

4. Vergleichende Haemodynamik:

In den dargelegten Versuchen konnten während der höchsten Flußgeschwindigkeiten zu Beginn der Auswurfphase weder im Kreislaufmodell, abgesehen von lokalen Wirbelentstehungen hervorgerufen von den Klappenstrukturen, noch im postvalvulären Bereich der Hundeaorta, Turbulenzen beobachtet werden. Das Strömungsprofil war hier überwiegend laminar mit einzelnen Strömungsunruhen, die jedoch durch die sie umgebende Laminarität und die Viskosität der Flüssigkeit sofort gedämpft wurden. Turbulente Strömungsverhältnisse traten erst bei Verringerung der Flußgeschwindigkeit, also in der Spätsystole in Erscheinung, worin wir mit Ohlsson (16) übereinstimmen. Auch Freis und Heath (6) konstatieren, daß während Perioden hoher Flußraten das Strömungsprofil überwiegend laminar ist.

Daraus läßt sich schließen, daß entweder der kritische Reynold'sche Wert, bei dem die laminare Strömung in Turbulenz umschlägt, von Yellin (25) bei 2400 angegeben, nicht erreicht wird, oder dieser Zahlenwert, den Reynold für Newton'sche, also homogene Flüssigkeiten aufstellte für die heterogene Flüssigkeit Blut nicht zutrifft. Meisner und Rushmer (11) stellen die Kompetenz der Reynold'schen Zahl, die als Turbulenzentstehungswert bei hohen Flußgeschwindigkeiten für Wasser in starren Röhren ermittelt wurde, für das kardiovaskuläre System sehr in Frage, da die Blutgefäße elastisch sind, sich

ausdehnen und kontrahieren, und sowohl Schwingungen als auch sich ändernden Druckverhältnissen, die z.B. durch die Atmung hervorgerufen werden, unterliegen. Außerdem ist der flow dem diese Gefäße ausgesetzt sind nicht konstant, sondern pulsierend, so daß sie sich ständig Volumenänderungen und Druckschwankungen anzupassen haben.

Turbulenzen waren in vorliegendem Versuchsmaterial nur bei Abnahme der Flußgeschwindigkeit, wenn die durch die Ventrikelmuskulatur dem Blutstrom verliehene kinetische Energie nicht mehr ausreichte die Laminarität aufrecht zu erhalten, in der Spätsystole und in der frühen Diastole zu beobachten.

5. Vergleich von Filmgeschwindigkeiten von 150 und 400 Bildern pro Sekunde

Die Röntgenkinematographie wird heute hauptsächlich bei Herzkatheteruntersuchungen angewandt. Die herkömmlichen Katheterlabors sind meist mit 35 mm-Filmkameras, die eine maximale Bildgeschwindigkeit von 150 Bildern/Sekunde laufen können, ausgerüstet. Bei dieser Geschwindigkeit wird alle 6,6 msec ein Bild geschossen. Dadurch wird ein Zeitlupeneffekt erreicht, der es erlaubt derartig kurzzeitige Aktionen wie den Ablauf der Herzaktion, in ihrer ganzen Komplexität zu verfolgen. Noch höhere, technisch mögliche Filmgeschwindigkeiten würden eine weitere Zeitdehnung bedingen; wird dadurch aber auch eine weitere Steigerung der Einsicht in haemodynamische Vorgänge erlangt?

In dieser Hinsicht wurden die hier geschilderten Versuche bei der konventionellen Filmgeschwindigkeit von 150 Bilder/sec und bei einer Bildgeschwindigkeit von 400 Bilder/sec gefilmt. Die nachfolgenden Schlüsse sind aus diesen Filmvergleichen gezogen.

Im Vergleich zur Bildgeschwindigkeit von 150 Bilder/sec, wo die Aktionen in Bildabschnitte von 6,6 msec unterteilt sind, entspricht ein Bild eines Filmes mit Filmgeschwindigkeiten von 400 Bilder/sec. einem Aktionszeitraum von 2,5 msec. Jedes Bild der 150 Serie entspricht also etwa 3 Bildern bei 400 Bilder/sec.

In der frühsystolischen Phase, also der schnellsten Fortbewegung der Blutsäule mit Geschwindigkeiten bis zu 100 cm/sec. und mehr, belaufen sich die durch die Kontrastkügelchen pro Bild zurückgelegten Strecken bei 400 Bilder/sec. zwischen durchschnittlich minimal 1,25 mm bei der Björk-Shiley-Herzklappenprothese und maximal 2,89 mm bei der Lillehei-Kaster-Herzklappe. Die Werte der Starr-Edwards-Klappe liegen bei 1,69 mm/Bild, entsprechend 2,5 msec.

Betrachtet man die analogen Werte bei einer Bildgeschwindigkeit von 150 Bilder/sec., so wird die pro Bild bewältigte Distanz bei der Lillehei-Kaster-Klappe mit einem Maximalwert von 8,25 mm, bei der Björk-Shiley-Klappe mit einem Minimalwert von 4,15 mm pro 6,6 msec. gemessen. Die Werte für die Starr-Edwards-Klappe neigen mit 4,69 mm pro Bild wieder mehr der unteren Grenze zu.

Unterzieht man diese Werte einem groben Vergleich, ergibt sich wie zu erwarten wiederum eine Drittelung, nun aber der pro Bild bewältigten Distanz.

Da der Schärfenverlust der Kugelabbildungen von der niedrigeren zur höheren Bildgeschwindigkeit subjektiv nicht zu erkennen war, folglich die Bildqualität nicht gelitten hatte, kann man eine Aussagesteigerung über ultraschnell ablaufende Vorgänge durch die höhere Bildgeschwindigkeit erwarten.

Wie aus dem Kapitel über die Strömungsverhältnisse an den Klappen zu entnehmen, traten in hier aufgeführten Versuchen Strömungsunregelmäßigkeiten aber vorwiegend bei Abnahme der Strömungsgeschwindigkeit ein, folglich am Ende der Systole, von lokalen ventilkörperbedingten Turbulenzen abgesehen. In der frühsystolischen Auswurfphase, für die aufgrund der hohen Flußgeschwindigkeiten auch hohe Filmgeschwindigkeiten angebracht zu sein scheinen, lag die Strömung meist im laminaren Zustand vor. Damit ist während dieses Zeitraumes die hohe Bildgeschwindigkeit in Frage gestellt, da gegenüber der Bildgeschwindigkeit von 150 Bilder/sec. keine Aussagesteigerung erzielt wird.

In der Spätsystole bzw. in der frühen Diastole, wenn turbulente Strömungsverhältnisse hauptsächlich auftreten, wird durch das Verhältnis der Strömungsgeschwindigkeit, die fortwährend abnimmt und schließlich zum Stillstand kommt, zur Filmgeschwindigkeit, der

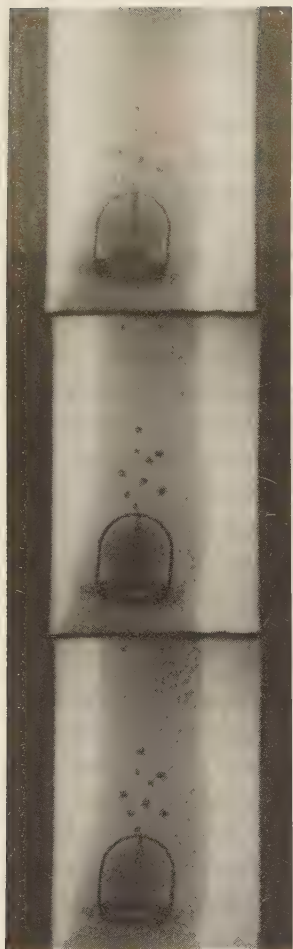


Abb.5

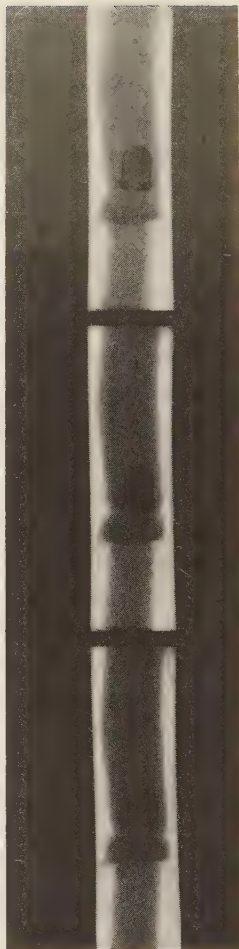


Abb.6

Abb. 5 u. 6.: Filmsequenz von 3 Bildern zum Vergleich
des 35mm- (Abb.5) und des 16mm Films (Abb.6) am Beispiel
der Starr-Edwards-Klappe

Bewegungsablauf so ausgedehnt, daß man auf Grund der hohen Filmgeschwindigkeit von 400 Bilder/sec. optischen Täuschungen erliegen kann. Man kann z.B. bei der Bild zu Bild Betrachtung bei langsamen Projektionsgeschwindigkeiten bereits eine Stase der Flüssigkeitsbewegung vermuten, obwohl die Kontrastpartikel sich noch weiter fortbewegen, wie hohe Projektionsgeschwindigkeiten zeigen, bzw. von turbulenzbedingten Erschütterungen erfaßt sind.

In diesem Zusammenhang ist auch das Verhältnis Kontrastkügelchen von 1-3 mm zur pro Bild zurückgelegten Strecke von minimal 1,25 mm bis maximal 2,74 mm zu erwähnen. Bei dieser geringen Auswurfgeschwindigkeit bewältigen die Kontrastkügelchen von Bild zu Bild eine Strecke, die genau ihrem Durchmesser entspricht, bzw. geringer ist. Auch hier ist eine verbesserte Beurteilung gegenüber der Bildgeschwindigkeit von 150 Bildern/sec nicht gegeben.

Außerdem muß man mit dem Vorteil der höheren Bildgeschwindigkeit die kleinere Bildgröße von 16 mm in Kauf nehmen. Bei der Vergrößerung des Bildes folgt im Vergleich zum 35 mm Film, will man die gleiche Abbildungsgröße erreichen, ein Bildschärfenverlust. Richtet man seine Aufmerksamkeit auf die Fokussierung, so sind die Abbildungen so klein, daß die Übersicht des Bildes darunter leidet.

Die zu diesen Versuchen verwendete Hochgeschwindigkeitskamera war, wie mehrfach erwähnt, für eine Bildfrequenzkapazität von 400 Bildern/sec. ausgerüstet. Infolge der hohen Drehzahlen erwärmte sich das Laufwerk der Kamera

sehr schnell, weshalb nur sehr kurze Belichtungszeiten von maximal 3 Sekunden möglich waren. Nach einer Abkühlungszeit von ca. 3 Min. konnte dann eine weitere Filmsequenz von 3 Sekunden Dauer belichtet werden. Dies ist ein Handicap, das die Milliken für den Routinebetrieb unbrauchbar erscheinen läßt.

Filmgeschwindigkeiten in der Größenordnung von 400 Bildern und mehr sind nur für ultraschnell ablaufende Prozesse, eventuell in der Diagnostik von kongenitalen Herzfehlern (Stauffer 20) zweckmäßig.

6. Anwendungsmöglichkeiten der Kontrastkügelchenmethode

Die Kontrastkügelchen stellen ein formgetreues partikuläres Kontrastmittel mit Eigenschaften dar, die es möglich machen, sie in vivo anzuwenden. Sie bestehen aus einem Gel, das früher als Plasmaexpander Verwendung fand und weder antigen noch toxisch wirkt. Dieses Gel hat den Vorteil, daß es bei Zimmertemperatur in festem Zustand, hier in der Kugelform vorliegt, daß es aber bei Körpertemperatur in den flüssigen Zustand übergeht. Dies erfolgt nach drei bis vier Sekunden, wie im Kapitel über die Arteria pulmonalis des Hundes beschrieben, so daß die durch die Kügelchen von der Blutzufuhr blockierten Gewebebezirke keine Schäden davontragen. Andererseits kann man sie während mehrerer Herzaktionen beobachten bis ihre Auflösung erfolgt. Das flüssige Gel und das in die Kügelchen imbibierte Kontrastmittel sind beide zu 100% nierengängig.

Über die Korrelation der Kontrastkügelchen zur Flüssigkeits-

bewegung hat Mygind (14), der als erster mit dieser Methode gearbeitet hat, genaue Untersuchungen angestellt. Er fand heraus, daß im pulsierten flow das Strömungsprofil mit einer Genauigkeit von 90 - 100% durch die Kügelchen wiedergegeben wird. Bei Strömungsprofilen wie sie in den großen Gefäßen, wie der Aorta, der A. pulmonalis und auch den Cavalvenen vorherrschen, repräsentieren die Kontrastpartikel den augenblicklichen Strömungszustand nahezu identisch. Vergleicht man die in vorliegenden Versuchen ermittelten Strömungsgeschwindigkeiten mit denen anderer Autoren (Meisner 10), so kann man Myginds Untersuchungsergebnissen zustimmen.

Der Kontrast, den die Kügelchen auf den Filmen ergaben, war auf den Einzelabbildungen für die Modellversuche bei beiden Filmgeschwindigkeiten ausgeprägt und konturenscharf. Bei den Hunderversuchen jedoch waren, vermutlich wegen der Weichteilüberlagerungen, auf den Einzelbildern die Kontrastkügelchen nur als Schatten zu erkennen. Erst bei Projektionsgeschwindigkeiten über 16 Bilder/sec, kristallisierten sich aus den diffusen Einzeldarstellungen Kontrastkügelchen heraus, die hinsichtlich ihres Strömungsverhaltens beschrieben werden konnten. Aus diesem Grunde mußte auch die Errechnung von Strömungsgeschwindigkeit und Beschleunigung im physiologischen Teil der Arbeit unterbleiben.

Bei steriler Herstellungsmethode (Sovak 19) und falls man Einzelbilddarstellungen keinen großen Wert beimißt, ist die Anwendung der Kontrastkügelchenmethode zur Beurteilung der Strömungsverhältnisse in vivo eine vielversprechende Methode. Zum Beispiel könnte sie in der

Feststellung von Shunts in der pädiatrischen Kardiologie
Verwendung finden, wo die herkömmliche Angiographie nicht
immer eine qualitativ genaue Diagnose ergibt und
keine quantitative Information liefert (Sovak 19).

Zusammenfassung:

Mittels kugelförmigen Gelatinepartikeln, die einen Durchmesser von 0,5 - 3 mm haben und mit einem 90% wasserlöslichem jodhaltigen Kontrastmittel imbibiert sind, wurden strömungsdynamische Versuche an künstlichen Herzklappen in einem Kreislaufmodell und in der Aorta bzw. der A. pulmonalis von Hunden angestellt.

Die Gelkontrastkügelchen wurden nach der oben beschriebenen, modifizierten Methode hergestellt. Sie stellen ein Partikelkontrastmittel dar, das weder Embolien hervorruft, keine antigenen Effekte auf den Körper ausübt, noch toxisch wirkt, folglich mit dem Leben vereinbar ist. Daß keine Embolien verursacht werden beruht auf der Eigenschaft des Gels bis 25°C in der ihm verliehenen Form vorzuliegen, sich bei Körpertemperatur (37°C) aber in seine Moleküle aufzulösen, die durch die Niere ausgeschieden werden.

Diese durch Imbibition mit wasserlöslichem Kontrastmittel (Hypaque-M 90%) strahlendicht gemachten Gelkontrastkügelchen wurden zunächst zur Darstellung der postvalvulären Strömungsverhältnisse von drei künstlichen Herzklappen, einer Starr-Edwards-, einer Lillehei-Kaster- und einer Björk-Shiley-Klappe verwendet. Diese waren in einem Kreislaufmodell mit gepulstem flow vor eine Rinderaorta geschaltet.

Die Bewegungen der Kügelchen wurden röntgenkinematographisch

bei zwei verschiedenen Filmgeschwindigkeiten, bei 150 und bei 400 Bildern/sec, aufgenommen.

Die Auswertung der Filme erfolgte durch Bild zu Bild Betrachtung, wobei die Bewegung der Kügelchen graphisch auf Transparenzpapier festgehalten wurde. Insgesamt wurden dabei ca. 20000 Bilder ausgewertet.

In diesen Modellversuchen stellten sich die Kontrastkügelchen auf den Bildern bei beiden gefahrenen Bildgeschwindigkeiten konturenscharf dar und vermittelten deutlich den zyklischen Strömungsablauf im postvalvulären Bereich. Hierbei herrschte in der Frühsystole, also bei den höchsten Strömungsgeschwindigkeiten, Laminarität vor, während sich gegen Ende der Systole und am Beginn der Diastole, bei abnehmender Flußgeschwindigkeit, zunehmend ungeordnete Strömung breit machte und schließlich in Turbulenz überging. Vor allem bei der Starr-Edwards- und bei der Björk-Shiley-Klappe kam es zu Ventilkörper bedingten Wirbelerscheinungen und Turbulenzen, die sich hauptsächlich hinter der Ventilkugel bzw. der Scheibe manifestierten. Bei der Lillehei-Kaster-Klappe traten derartige Wirbelformationen außer, wie auch bei den beiden anderen Klappen, am Nahtring nur unterschwellig auf.

Zusätzlich zu den Strömungsbetrachtungen wurden die frühsystolischen Flußgeschwindigkeiten an den Herzklappenprothesen gemessen. Die Lillehei-Kaster-Klappe zeigte hier die höchsten Geschwindigkeiten mit durchschnittlich 113 cm/sec bei Filmgeschwindigkeiten von

150 Bildern/sec, während die Starr-Edwards- und die Björk-Shiley-Klappe mit 70 cm/sec bzw. 66 cm/sec weit darunter lagen. Im Vergleich zu physiologischen Bedingungen, zu denen in der Frühsystole Flußgeschwindigkeiten bis zu 120 cm/sec erreicht werden, schneidet die Lillehei-Kaster-Klappe am besten ab. Dies ist auf den geringen Ausflußwiderstand ihrer Klappenscheibe zurückzuführen, die bei maximaler Öffnung mit einem Winkel von 80° zum Flüssigkeitsvektor nahezu parallel steht.

Bei zwei Hundeversuchen wurden die Gelkugeln mittels Herzkatheter in die jeweilige Herzkammer eingespritzt. Der Kontrast, den die Kugeln boten, war auf den Einzelbildern sehr verwischt, sodaß man die Kugeln nicht als solche erkennen konnte. Erst bei Filmprojektionsgeschwindigkeiten ab 16 Bilder/sec erschienen sie dann als Kugeln vor dem Auge.

Der aortale Strömungsverlauf zeigte kurz nach Öffnung der Aortenklappe ein überwiegend laminares Bild, das erst nach Erreichen des Übergangs zwischen distalem Drittel der Aorta und Beginn des Aortenbogens, also bereits am Ende der Systole Strömungsunruhen zeigte. Nach Klappenschluß kam es zu einem Rückfluß der aortalen Blutsäule auf den Aortenbulbus zu.

Der Zentralzylinder der Blutsäule wurde abrupt gestoppt und dann in einer turbulenten Strömungsbewegung wieder in zentrifugale Richtung gelenkt, während die gefäßwandnahen Schichten weiter zentripetal in die Koronar-

ostien flossen. Das gleiche Phaenomen des früh-diastolischen Rückflusses und der darauffolgenden Zentrifugalbewegung tritt auch in der A. pulmonalis auf, wobei der in der Aorta während der Diastole anhaltende gefäßwandnahe Rückfluß wegen nicht vorhandener Abflußmöglichkeiten fehlt.

Eine weitere interessante Beobachtung wurde bei Betrachtung der Filme von der A. pulmonalis gemacht. Soweit man es bei Aufnahmen in einer Ebene beurteilen kann, schien sich der pulmonale Fluß spiralenförmig peripherwärts zu bewegen. Eine Erklärung könnte die Anatomie der A. pulmonalis des Hundes, die sich mit ihrem rechten Hauptast spiralenförmig um die Aorta ascendens windet, sein. Eine Klärung dieser Beobachtung bleibt jedoch weiteren Versuchen mit synchron angefertigten Röntgenkinematographien in zwei Ebenen vorbehalten.

Zum Vergleich hinsichtlich der Aussagekraft der beiden Filmgeschwindigkeiten von 150 und 400 Bildern/sec. wurden die Filmgeschwindigkeit und die Flußgeschwindigkeit, sowie der subjektive optische Eindruck der Filme über das Kreislaufmodell herangezogen. Bei den hier durchgeführten Versuchen konnte bei einer Filmgeschwindigkeit von 400 Bildern/sec. gegenüber 150 Bildern/sec. keine wesentliche Steigerung der Beurteilungsmöglichkeit festgestellt werden. Dies besagt jedoch nicht, daß bei ultraschnellen Abläufen von Aktionen, z.B. in

der Kinderkardiologischen Diagnostik, eine derartig hohe Filmgeschwindigkeit nicht von Nutzen sein konnte.

Weitere kineradiographischen Untersuchungen synchron in zwei Ebenen gefilmt sind notwendig, um Aufschluß über die Haemodynamik in den großen Gefäßen zu geben. Hierzu sind die Kontrastkügelchen wie auch die High-speed-Kineradiographie geeignete Instrumente.

Literaturverzeichnis

1. Björk O., and Olin C.: A hydrodynamic comparison between the new tilting disc aortic valve prosthesis (Björk-Shiley) and the corresponding prosthesis of Starr-Edwards, Kay-Shiley, Smeloff-Cutter and Wada-Cutter in the pulse duplicator. Scand. J. Thor. Cardiovasc. Surg. 4: 31 - 36, 1970
2. Björk O.: A new tilting disc valve prosthesis. Scand. J. Thor. Cardiovasc. Surg. 3: 1 - 10, 1969
3. Davey T. B., Kaufmann B., and Smeloff E.A.: Pulsatile flow studies of prosthetic heart valves. J. Thoracic & Cardiovasc. Surg. 51: 264, 1966
4. Duff W. R., and Fox R. W.: Prosthetic cardiac valves. J. Thoracic & Cardiovasc. Surg. 63: 131 - 42, 1972
5. Frank O. und Alwens W.: Kreislaufstudien am Röntgensschirm. Münch. med. Wschr. 57: 950, 1910
6. Freis E. D., and Heath W. C.: Hydrodynamics of aortic blood flow. Circulation Res. 14: 105 - 16, 1964

7. Ganong P.: Physiologie, Springer-Verlag, 1974
8. Lynch P. R., Carter B. L., Gimenez J., and Krisch R.: Venae cavae flow pattern in cats: as studied with high-speed cinefluorographic technique. Am. J. Physiol. 199: 1139, 1960
9. Mc Donald D. A.: The velocity of blood flow in the rabbit aorta studied with high-speed cinematography. J. Physiol. 118: 328 - 339, 1952
10. Meisner H., Hagl S., Heimisch W., Gams E., Erben R., Struck E., Schmidt-Habelmame P., Sebening F.: Das Strömungsprofil in der Aorta vor und nach Herzklappenersatz. Thorax-chirurg. I: 282 - 90, 1975
11. Meisner J. E., and Rushmer R. F.: Eddy formation and turbulence in flowing liquids. Circulation Res. 12: 455 - 63, 1963
12. Mygind T.: Contrast loaded gelatine spherules. Radiology 80: 138 - 140, 1966
13. Mygind T., Busch H., and Salomon G.: Soluble contrast particles for intravascular use. First clinical experience. Invest. Radiol. 3: 178 - 185, 1969

14. Mygind T., Oigaard A., Sovak M., and Dorph S.:
Particulate radiographic contrast
material for quantitative representation
of blood-flow patterns. Invest. Radiol. 6:
548 - 58, 1970
15. Mygind T., and Sovak M.: Particulate radiographic
contrast material in Quantitative
evaluation of experimental mitral
insufficiency. Invest. Radiol. 3: 15 - 22,
1968
16. Ohlsson N.-M.: Left heart and aortic blood flow in the
dog. Precision motion analysis of high-
speed (270 frames/sec). Acta. Radiol.
Suppl. 213, 1962
17. Padula R. T., Rogers W. H., Rukskul A., and Camishion
R. C.: In vivo cinephotographic analysis
of the hydrodynamics of prosthetic
cardiac valves. Surgery 68: 1018 - 25, 1970
18. Potter I. M., and Mc Donald D. A.: Cinematographic
recording of the velocity of arterial
blood flow. Nature (London) 166: 596,
1950
19. Sovak M., Lynch P. R., and Mygind T.: Improved
technique for production of particulate
contrast medium. Invest. Radiol. 6:
566 - 69, 1970

20. Stauffer H. M., Oppenheimer M. J., Soloff L. A.,
and Stewart G. H.: Cardiac physiology
revealed by the Roentgen Ray. Am. J.
Roentgenol. 77: 195 - 206, 1957
21. Temple L.J., Serafin R., Calvert N. G., and Drabble
J. M.: Principles of fluid mechanics
applied to some situations in the human
circulation and particularly to the
testing of valves in an pulse
duplicator. Thorax 19: 261 - 67, 1964
22. Timm C.: Die Blutbewegung in der Aorta. Roentgen-
inematographische Untersuchungen mit
Zeitdehnung an Katzen und Hunden. Pflüg.
Arch. ges. Physiol. 249: 261, 1947
23. Vaitl D.: Röntgenkinematographie (400 Bilder/sec)
mit partikulären und nicht partikulären
Kontrastmitteln. Inaugural-Dissertation,
Ludwig-Maximilian-Universität München, 1977
24. Wesolowski S.A., Fries C. C., and Sawyer P. N.: The
production and significance of turbulence
in hemic systems. Transactions, Am. society
artific. int. org. 8: 11 - 15, 1962
25. Yellin E. R.: Laminar-turbulent transition Process
in pulsatile flow. Circulation Res.
19: 791 - 804, 1966

Lebenslauf

Name u. Vornamen: Seidel Stephan Franz Joseph

Geboren: 19.3.49 in Kochel am See

Volksschule: 1955 - 1959 in Kochel am See

Oberschule: 1959 - 1961 humanistisches Gymnasium
Kremsmünster/Oberösterreich

1961 - 1965 Altes Realgymnasium/München

1965 - 1968 Nymphenburgergymnasium München

Sommer 1968 Abitur

Hochschulausbildung: 1969 Naturwissenschaften/Universität München

1969/70 Biologie/Universität München

1970/71 Tiermedizin FU Berlin

1971/72 Human-Medizin Universität München

1975 Dez. Staatsexamen in Human-Medizin

Medizinalassistentenzeit: 1.2.76 - 30.4.76 Deutsches Herzzentrum,
pädiatrische Kardiologie

17.5.76 - 30.9.76 Städt. Kkh. München, Neu-
perlach, Innere Medizin

1.10.76 - 28.2.77 Kreis-Kkh. Waldkirchen,
Chirurgie

